

Trabajo Fin de Grado

CARACTERIZACIÓN DEL COMPORTAMIENTO VISUAL DINÁMICO MEDIANTE VISIOFFICE

Autora

Sara Romero Piqué

Director/es

Jorge Ares García

Sara Perchés Barrena



Facultad de Ciencias / Grado de Óptica y Optometría
Año 2016

RESUMEN

Los hallazgos de este estudio sugieren que la mayoría de la población tiene tendencia a mover más los ojos que la cabeza para explorar el campo periférico. Sin embargo es importante evaluar subjetivamente la manera de medir del instrumento, utilizada en el proceso de toma de datos para saber si podemos fiarnos de este resultado. La reproducibilidad y la repetitividad han resultado ser favorables al instrumento pero, ¿Realmente la situación a la que exponemos al paciente es lo suficientemente natural para considerar reales las mediciones tomadas?

ABSTRACT

The results of this study suggest that the majority of the population tend to move the eyes to explore the dynamic field. However, the subjective evaluation about how the process the instrument does to collect data is important to decide whether we should trust the results or not. The reproducibility and repeatability of the test have been proved with positive results but, is the situation that the patient is exposed natural enough to consider the measurements taken reliable?

ÍNDICE

RESUMEN.....	2
ABSTRACT	2
1. INTRODUCCIÓN.....	4
1.1. Lentes	4
1.1.1. Monofocales.....	4
1.1.2. Multifocales	6
1.2. Personalización y parámetros personalizables.....	9
1.2.1. Personalización a la conducta: movimiento de ojos/cabeza y su importancia en progresivos personalizados	10
1.2.2. Instrumentos comerciales de distintas casas utilizados para la personalización de lentes.	11
1.2.2.1. Visiooffice	11
2. OBJETIVOS	13
3. MATERIAL Y MÉTODOS	14
4. RESULTADOS	17
5. DISCUSIÓN.....	21
6. CONCLUSIONES	24
7. BIBLIOGRAFÍA.....	25

1.INTRODUCCIÓN

1.1. Lentes

Una lente es un sistema óptico formado por la asociación de dos dioptros donde, al menos, uno de ellos no es plano.

Se denominan lentes oftálmicas a los medios refringentes translucidos limitados por dos superficies pulidas que recubren la matriz óptica o material constitutivo con índice refractivo superior al aire; estos elementos generan refracción y son atravesados por los rayos de luz, a los cuales les imprimen una acción refringente o modificación vergencial (refracción) con fines industriales y clínicos en la corrección de los defectos refractivos oculares una vez adaptados a una gafa o montura [1,2].

1.1.1. Monofocales

Las lentes monofocales son las más utilizadas en el mercado de la óptica, se caracterizan por tener solamente una distancia focal como su nombre indica. Con ellas se corrige tanto miopía, hipermetropía, astigmatismo y presbicia (gafas de cerca).

Una lente monofocal se puede diseñar con distintas geometrías:

- **Esféricas:** Se obtiene de rotar un círculo alrededor de cualquiera de sus diámetros. Tienen simetría de revolución (Figura 1). En aproximación paraxial la imagen de un punto dada por una superficie esférica es otro punto (stigmática). Según la estructura de su superficie, las lentes esféricas son aquellas encargadas de corregir defectos refractivos como la miopía, hipermetropía y la presbicia. Consiste en el tipo de lente que presenta la misma curvatura en todos sus meridianos y que generalmente han sido construidas con dos superficies esféricas, aunque también puede darse el caso de presentar una superficie esférica y otra plana.

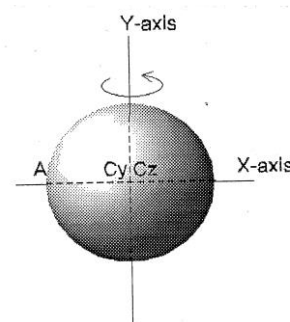


Figura 1. Lente monofocal esférica con simetría de revolución

- Cilíndrica: Se genera por rotación de una línea paralela al eje de rotación (Figura 2). La imagen de un punto dada por una superficie cilíndrica será una línea paralela al eje del cilindro (no stigmática).

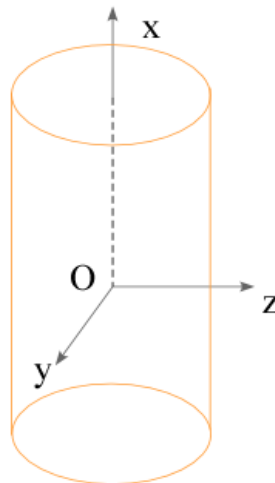


Figura 2. Cilindro creado por rotación de una línea paralela al eje x.

- Asféricas: En general son todas aquellas superficies que no son esféricas. Las lentes asféricas suelen ser más planas que las esféricas, otorgando a su usuario una visión más natural y con una menor distorsión de la imagen enfocada. Además de las ventajas estéticas, este tipo de lentes mejoran el astigmatismo marginal, brindando una visión periférica con mayor calidad.
- Tóricas: Se obtienen de rotar un arco entorno a un eje en su mismo plano pero que no pasa por su centro de curvatura (Figura 3). La imagen de un punto en eje no es un punto, son dos segmentos de recta (focales de Sturm). Entre las focales de Sturm hay un corte circular (círculo de mínima confusión) (Figura 4). Por su parte, las lentes oftálmicas tóricas consisten en lentes que combinan una superficie tórica (generalmente la posterior) y la otra esférica o bien asférica. La superficie de morfología cilíndrica produce dos focos correspondientes a una potencia o graduación máxima y mínima entre sus meridianos principales perpendiculares y están destinadas a compensar defectos refractivos vinculados al astigmatismo.

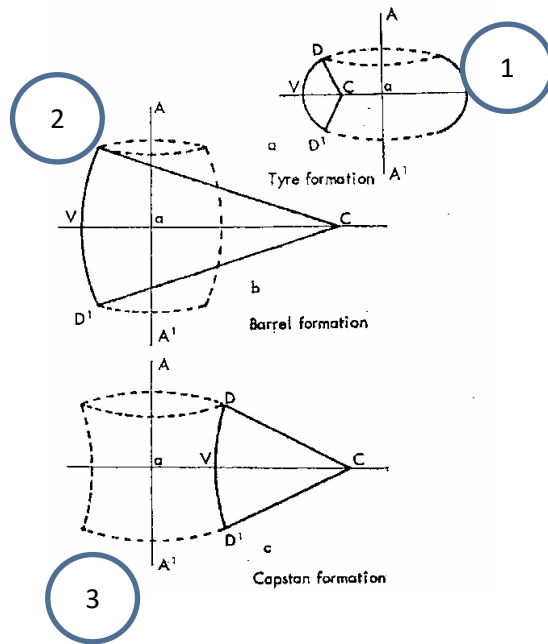


Figura 3. Lente tórica obtenida girando un arco de circunferencia respecto al eje A (el centro de curvatura no debe coincidir con el centro de rotación) Según la posición de rotación nos encontramos con tóricos tipo neumático (1), tóricos tipo barril (2) y tóricos tipo corsé(3).

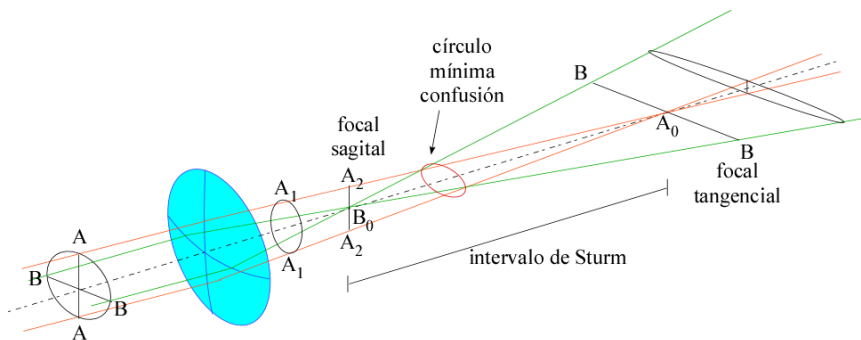


Figura 4. Focales de Sturm y círculo de mínima confusión en lente tórica.

1.1.2. Multifocales

Las lentes multifocales se pueden diferenciar entre:

- Bifocales: se utilizan para corregir la visión de lejos (situada normalmente en la parte superior de la lente) y la visión de cerca (situada en el segmento normalmente en la parte inferior de la lente). Se diferencian entre ellas por la forma del segmento de la visión de cerca. Uno de los inconvenientes que tienen estas lentes es que no tenemos una visión intermedia, pasamos de

visión lejana a visión próxima con un salto brusco de potencia. También son menos estéticas porque se ve el segmento.

- Progresivas: las lentes progresivas son un tipo de lente multifocal monobloque diseñada para compensar los efectos de la presbicia. En este tipo de lentes la potencia varía de manera progresiva desde una potencia óptima para la visión de lejos en la zona superior de la lente hasta una potencia óptima para la visión de cerca en la zona inferior (nasal) de la lente. De esta manera llega a tener tres zonas ópticamente útiles:



Figura 5: Esquema de zonas ópticamente útiles en una lente progresiva

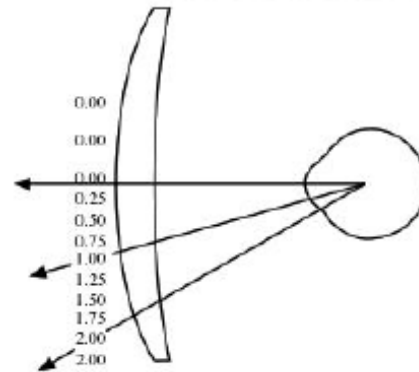


Figura 6: Ejemplo de distribución de potencias en una lente progresiva de potencia nula en VL y adición +2.00D

La zona de distancia corresponde a la visión de lejos y tiene una potencia constante que tiene que emetropizar al portador para VL. En cambio, la zona de lectura corresponde a visión de cerca y tiene una potencia constante que tiene que permitir una buena AV en cerca al portador de la lente.

El corredor progresivo une la zona de distancia con la zona de lectura mediante una progresión de potencia creciente (cada vez más positiva) entre las dos zonas.

Para diseñar una lente astigmática necesitamos por lo menos que una de sus superficies sea progresiva. [1]

La superficie progresiva es astigmática por naturaleza ya que no puede formar una imagen stigmática. El astigmatismo puede quedar repartido de distinta forma por la lente dependiendo del diseño de ésta pero no puede ser eliminado.

Este tipo de superficies presentan un meridiano vertical umbilical, lo cual significa que en todos los puntos de ese meridiano ambas curvaturas son iguales y por lo tanto la componente cilíndrica se anula (libre de astigmatismo superficial). En este meridiano la potencia varía de más negativa (en la parte superior) a más positiva (en la parte inferior). Esta variación de potencia conlleva también una variación progresiva del aumento con el que vemos la imagen de los objetos a través de la lente. 1,2,3

El principal problema que presentan las lentes progresivas son sus zonas marginales, que son zonas situadas alrededor de la línea umbilical donde el astigmatismo supera el valor tolerado por el sistema visual (ese valor es interpersonal y se establece un rango que va más o menos desde 0.30D a 1.00D).

Minkwitz demostró con su teorema que en las proximidades del meridiano umbilical y perpendicular a él existe una variación de astigmatismo superficial que corresponde al doble de la variación de potencia en la línea umbilical. (Para zonas muy alejadas del meridiano umbilical no se cumple la ecuación)

El teorema de Minkwitz puede escribirse como:

$$\frac{\Delta A_s}{\Delta x} = 2 \frac{\Delta p}{\Delta y}$$

Figura 7. Teorema de Minkwitz

Y puede aproximarse como:

$$\frac{\Delta A_s}{\Delta x} \approx 2 \frac{\Delta d}{l}$$

Figura 8. Aproximación al teorema de Minkwitz

Donde A, representa el astigmatismo superficial, P la potencia en la línea umbilical, Δd la adición, es decir la potencia de la zona de lectura menos la potencia de la zona de distancia, y l la longitud del corredor progresivo.

Las zonas marginales delimitan el corredor progresivo que es la zona más cercana al meridiano umbilical que tiene unos valores de astigmatismo suficientemente bajos para ser tolerados por el ojo humano [1]

Por la teoría de Minkwitz, entonces, tenemos que cuanto más suave sea la progresión (corredor largo), más ancho será el corredor. De manera contraria, cuanto más brusca sea la progresión (corredor corto) de potencia, más estrecho será el corredor.

Esto también va directamente relacionado con las áreas de potencia estabilizada donde no existe progresión de potencia ni astigmatismo superficial. Unas zonas de potencia estabilizada (VL y VC) amplias, implican un corredor corto y viceversa.

Llamaremos diseño duro a un diseño con amplias zonas de VL y VC, corredor corto y estrecho (astigmatismo elevado cerca de meridiano umbilical) y progresión de potencia brusca. Por el contrario, llamaremos diseño blando a un diseño con zonas de VL y VC peor delimitadas y menos amplias, corredor largo y ancho (astigmatismo elevado más lejos de la línea umbilical y más repartido) y progresión de potencia más suave. [1]

1.2. Personalización y parámetros personalizables

Dada la compleja forma de las lentes progresivas, las casas de lentes tienden a fomentar la personalización de éstas. También disponemos de monofocales personalizadas pero el verdadero peso de la personalización de parámetros recae en los progresivos ya que su compleja geometría los hace vulnerables a aberraciones causadas por descentramientos o desajustes en la interacción lente-paciente.

Se ha demostrado que con la personalización de los progresivos se consigue minimizar los desajustes que provocan una bajada en la calidad visual.

Los nuevos avances han permitido que con los progresivos con diseño “free-form” podamos incluir multitud de parámetros de personalización.

La tecnología “free form” se basa en la expresión de una superficie de manera no algebraica sino numérica. Para cada punto (x,y) de la superficie le corresponde un valor de la coordenada “z” de forma que la superficie queda descrita. Luego, esta lente se fabrica por tallado “free-form”, que es un tipo de tallado punto por punto controlado numéricamente por ordenador permitiendo geometrías especiales y la inclusión de parámetros de personalización. [1]

Los parámetros que se suelen personalizar son los siguientes:

- Distancia al vértice, ya que no tiene por qué ser la misma que en el momento de graduar al paciente con el foróptero y la gafa de prueba que la de la montura escogida. Una distancia más alejada implica potencia más positiva que la prescrita y viceversa.
- Ángulo pantoscópico, ya que tampoco es el mismo en el foróptero o gafa de prueba que en la montura escogida. La inclinación del ángulo pantoscópico introduce un importante astigmatismo y efecto prismático además de otras aberraciones de menos magnitud como la aberración esférica.
- Ángulo de Galbe (o facial), sucede lo mismo que con el pantoscópico.
- Distancias nasopupilares, importantes para centrar el centro óptico de la lente con la pupila para aprovechar al máximo la visión central del paciente.
- Altura del montaje, importante para centrado con pupila y para la disposición de la zona de lejos, la zona de cerca y la largada del pasillo.
- Inset, importante para personas con problemas de convergencia que no puedan converger lo suficiente en cerca para ver por la zona de visión próxima.
- Centro de rotación, cuya ubicación importante porque determina el radio de la esfera del remoto y la zona de la lente que se va a usar para la formación de imágenes. [11]
- Curva base, para una mejor adaptación de la lente a monturas con un ángulo de Galbe grande.
- Longitud del pasillo, para la personalización a la comodidad de progresión de potencia del progresivo para cada paciente.
- Conducta, para la interacción de los movimientos oculares y de cabeza del progresivo con el paciente.

1.2.1. Personalización a la conducta: movimiento de ojos/cabeza y su importancia en progresivos personalizados

Cada persona tiene un comportamiento distinto frente a la manera de enfrentarse a la visión periférica. Hay personas que cuando tienen que mirar algo que les queda en su campo de visión periférica o que se está moviendo por todo su campo, simplemente lo siguen con la mirada moviendo los ojos. Otras personas, en cambio tienden a mover la cabeza para poder seguirlos.

Hay muchos factores externos que pueden invitar a actuar de una u otra forma, por ejemplo el dolor de cuello y hombros hará tender a mover más los ojos que la cabeza para evitar las molestias que causaría tener que girar la cabeza. En cambio, una patología que curse con escotomas en el campo visual periférico pero que respete el área macular y por lo tanto tenga visión “en túnel” tenderá a mover más la cabeza que los ojos para encontrar con su resto de visión central los estímulos periféricos. [4]

Las lentes progresivas de alta gama con diseño y tallado “freeform” permiten personalizar muchos parámetros y entre ellos está la personalización a la conducta según si eres más movedor de ojos o de cabeza

Este tipo de personalización de lentes existe porque según se es más movedor de ojos o de cabeza, se va a mirar por una zona u otra de la lente progresiva, los movedores de ojos hacen barridos en zonas de lejos y en zonas de cerca con lo cual necesitan esas zonas libres de aberraciones y extensas mientras que los movedores de cabeza miran siempre más o menos por el centro de la lente pero mueven toda la cabeza para ver objetos que quedan más periféricos. En ese caso no necesitamos una zona tan amplia de visión sino un pasillo de progresión suficientemente ancho y una progresión suficientemente suave para que las aberraciones que quedan a los lados de los pasillos sean menos duras ya que sino al mover la cabeza produciría sensación de mareo y poco confort. ^{5,6}

Este concepto, ayuda a entender por qué es necesario el cálculo del coeficiente H/E “coeficiente head/eye” o coeficiente ojo/cabeza para incluirlo como parámetro de personalización en los progresivos.

El coeficiente H/E es un número del 0 al 1 que indica la tendencia de una persona a mover la cabeza o los ojos para ver estímulos en su campo visual periférico correspondiendo 0 a un movedor de ojos puro, 1 a un movedor de cabeza puro y 0.50 a un comportamiento mixto pudiendo existir valores intermedios entre los aquí mencionados.

Una persona movedora de cabeza, preferirá un diseño blando ya que va a mirar siempre a través de la zona central de la lente tanto en VL como en VC porque lo que mueve es la cabeza entera buscando los objetos del campo periférico directamente con la visión foveal. Si le ponemos un diseño duro a un movedor de cabeza, éste se mareará por el alto astigmatismo próximo al meridiano umbilical ya que al girar la cabeza, los objetos fuera de eje pasan por distintas zonas de la lente con distinta

curvatura, potencia y aumentos lo que contribuye a un efecto balanceo por deformación del campo estático.

En cambio, una persona movedora de ojos, realiza barridos en las zonas de VL y VC para encontrar los objetos de su campo periférico. Por eso necesita un diseño duro con zonas de VL y VC amplias en las que pueda realizar sus movimientos oculares amplios cómodamente.

Esto es lo que llamamos personalización a la conducta.

En los progresivos convencionales no se puede hacer ya que se fabrican con parámetros estándar. [7,8]

1.2.2. Instrumentos comerciales de distintas casas utilizados para la personalización de lentes.

Muchas de las casas de lentes disponen de su propio instrumento de personalización de progresivos “free-form” que están diseñados para ser usados en las lentes de sus propias casas.

- EyeMio (BBGR)
- Indo Center (INDO)
- Opticenter (PRATS)
- Spark Mi (SHAMIR)
- Terminal 2 (ZEISS-SOLA)
- Visioffice (ESSILOR)

1.2.2.1. Visioffice

Visioffice es un instrumento diseñado en asociación con la Sociedad IVS (Interactif Visuel Système) apoyada por un importante marketing de Essilor.

El instrumento pone a los ópticos y optometristas a disposición de todos los recursos necesarios para la venta de gafas que emplean parámetros personalizados. Se puede usar para tomar medidas de distancia naso-pupilar (DNP) de lejos y de cerca, altura del centro óptico de la lente, altura del segmento de las lentes bifocales, ángulo facial, ángulo pantoscópico, cotas de la montura, distancia al vértice corneal, inclinación de lectura, coeficiente cabeza/ojo (H/E) y centro de rotación ocular. En las últimas versiones se han introducido nuevos ajustes en la estabilidad de las aplicaciones y se han incorporado la medida del ojo dominante y la distancia de lectura.

También cuenta con una prueba virtual de monturas para la cara del paciente y con ciertas animaciones interactivas que pretenden educar sobre óptica al paciente para aumentar el valor de la venta.

La Figura 9 muestra el instrumento Visioffice y las diferentes partes que lo componen.



Figura 9. Instrumento Visioffice de Essilor

Actualmente el Visioffice es el único instrumento del mercado que permite la medida de la posición real del centro de rotación utilizando un sistema patentado por Essilor llamado Eyecode. [9]

2.OBJETIVOS

Los objetivos que queremos alcanzar en este trabajo son los siguientes:

- Evaluación de la medida del coeficiente H/E que proporciona el Visioffice en una población de jóvenes universitarios para comprobar si existe alguna tendencia marcada en éstos a mover la cabeza o los ojos.
- Probar la fiabilidad de la toma de datos del Visioffice mediante la repetitividad (tomando 3 medidas cada vez) y la reproducibilidad de la medida H/E a lo largo del día (mañana/tarde). Así mismo, se analizará la prevalencia de cada tipo de observador en esta población.
- Comprobar si existen diferencias en el coeficiente H/E si lo medimos por la mañana cuando el paciente está descansado o por la tarde cuando lleva todo el día haciendo actividades y está más cansado.
- Comprobar si existen diferencias en el coeficiente H/E entre hombres y mujeres.

3.MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio he querido caracterizar el comportamiento visual de la población cuando se les estimula el campo visual periférico mediante un instrumento preparado para medirlo de manera cuantitativa.

Para ello he escogido una muestra de población de jóvenes estudiantes de 18 a 29 años (20.33 +/- 2.70) sin patologías ni restricciones de movimiento para que sea una población sana y no se introduzcan sesgos.

Material

Para la realización del estudio se empleó el siguiente instrumento como principal material de trabajo:

- Visiooffice (Figura 9)
- Montura sin cristales dónde poder sujetar la pinza con los sensores que va a permitir que Visiooffice detecte los movimientos (Figura 10 y 11)
- Pinza con los sensores (Figura 10 y 11)



Figura 10. Pinza con sensores y montura sin cristales



Figura 11. Montura con pinza puesta en el paciente

Dentro de los diferentes parámetros que Visiooffice permite medir, para este estudio hemos empleado el coeficiente cabeza-ojo o “Head-Eye” (H/E)

El coeficiente cabeza-ojo es un parámetro con valor entre 0.00 y 1.00 que nos permite clasificar a los sujetos analizados entre movedores de cabeza, movedores de ojos o mixtos y evaluar así su comportamiento visual dinámico.

La Tabla 1 nos muestra los rangos de coeficiente H/E para cada tipo de comportamiento. Por ejemplo, 0,31 designa un comportamiento en el que dominan los movimientos de los ojos.

Coeficiente H/E	Tipo
0 – 0,45	movedores de ojos
0,45 – 0,55	movedores mixtos
0,55 - 1	movedores de cabeza

Tabla 1. Clasificación del tipo de movedor (ojos, cabeza o mixto) según el coeficiente H/E.

Además del coeficiente H/E, Visiooffice nos permite valorar la calidad de la medida mediante un coeficiente de estabilidad.

Realización de las medidas

Las medidas fueron realizadas en el laboratorio de Optometría de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza que dispone de un instrumento Visiooffice y fueron obtenidas por un único examinador y siempre el mismo previamente entrenado para minimizar los posibles errores técnicos.

Para todos los participantes se siguió el mismo procedimiento tanto en la primera como en la segunda medida:

- 1- Preparación del instrumento: Abrir los brazos del espejo y alinear los diodos de los brazos con el diodo de debajo de la cámara. Un ángulo distinto en cada uno de los brazos del instrumento no cambia el coeficiente cabeza-ojo
- 2- Selección del paciente y del examen a realizar (coeficiente ojo-cabeza)
- 3- Se coloca al paciente a 60 cm del instrumento con la pinza en la montura que le vamos a poner.
- 4- Movimiento de centrado de la pinza en la pantalla y comprobación de que el paciente estuviera en la posición adecuada.
- 5- Instrucciones al paciente. La frase utilizada era: *“Se van a encender unos leds que están situados en los extremos de los dos brazos del instrumento. Sin mover los pies de la posición en la que estáis ahora mismo debéis mirar los leds de la manera que os resulte más cómoda. Lo único que no podéis mover son los pies”*
Con esta frase se intentaba que se sintieran libres de mover la cabeza o los ojos según necesitasen.
- 6- Realización de una medida de prueba si se consideraba que los pacientes no habían entendido bien las explicaciones.
- 7- Toma de medidas con el instrumento.

El procedimiento de medida se realizó 3 veces con el fin de evaluar la repetitividad de las medidas del instrumento y en dos momentos del día diferentes (mañana y tarde) para evaluar la reproducibilidad del instrumento.^[9]

Análisis de los datos

Una vez realizado el examen, los resultados se obtenidos de coeficiente cabeza-ojo y estabilidad se anotaban en una lista con los nombres de los pacientes y la fecha de nacimiento.

Dado que a cada paciente se le realiza tres veces cada medida, se calculó la media y la desviación estándar (DS) de los valores de cada componente vectorial de la refracción obtenidos con las tres medidas con el software R Commander y Excel.

Se realizó además un análisis estadístico, con el programa estadístico R Commander, Matlab y Excel, para comprobar si las diferencias entre las medidas eran estadísticamente significativas mediante un test de contraste t de Student para muestras normales emparejadas. El nivel de significación elegido para este estudio fue 0.05. [10]

4.RESULTADOS

En primer lugar valoramos la calidad de las medidas realizadas mediante el análisis del coeficiente de estabilidad. El valor medio y desviación estándar de este parámetro fue por la mañana $0,026 \pm 0,023$; por la tarde $0,020 \pm 0,019$.

Respecto al análisis de los valores de coeficiente H/E, las Figuras 12 y 13 muestran los valores medios para cada uno de los pacientes analizados y para cada situación: mañana y tarde.

Por un lado, en el eje abscisas se sitúan los diferentes sujetos y por otro lado, en el eje de ordenadas viene representado el valor obtenido entre 0 y 1. Cada valor analizado viene acompañado de una barra de error que representa la desviación estándar para la muestra ($\pm DS$). [10]

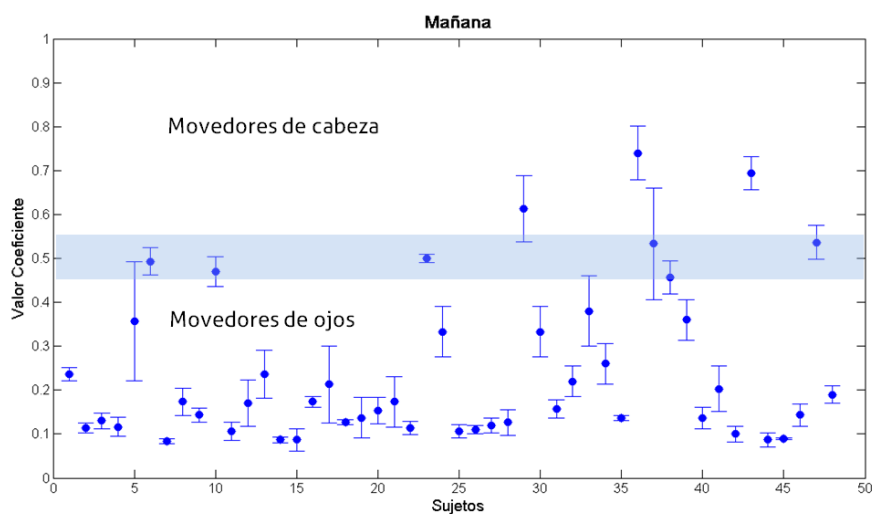


Figura 12. Valor medio y desviación estándar (DE) de las medidas de coeficiente H/E tomado por la mañana para cada sujeto.

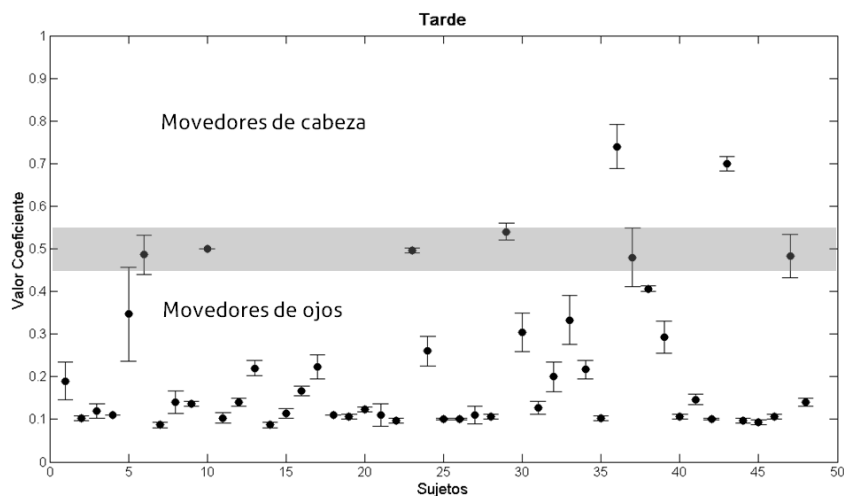


Figura 13. Valor medio y desviación estándar (DE) de las medidas de coeficiente H/E tomado por la tarde para cada sujeto.

Observamos que el paciente 5 y el paciente 7 presentan desviaciones estándar más importantes, principalmente en las medidas tomadas por la mañana. El resto de pacientes presenta valores de desviación muy pequeños indicando así que la repetitividad del instrumento es buena.

Además, teniendo la clasificación que se muestra en la Tabla 1, en la gráfica se dividen los grupos separados con una franja de color (zona mixta) para facilitar la visualización.

Se observa que la mayoría de los sujetos del estudio presentan valores medios de coeficiente H/E entre 0 y 0,45, tanto por la mañana como por la tarde, considerándose sujetos mayoritariamente movedores de ojos.

Si lo analizamos en porcentaje, en la Figura 14 vemos que los sujetos movedores de ojos (tanto por la mañana como por la tarde) se corresponden al 85% de la población analizada, un 5% aproximadamente de los pacientes movedores de cabeza y más o menos un 10% de pacientes con un comportamiento sin definir (mixto).

Solamente en un caso (2.08%) uno de los pacientes pasó de ser movedor de cabeza por la mañana a ser movedor de ojos por la tarde. Los demás fueron fieles a su perfil de movedor mañana y tarde. [10]

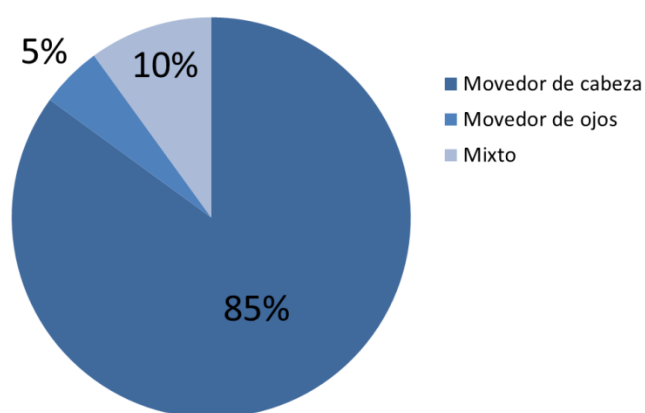


Figura 14. Porcentajes de pacientes según el tipo de comportamiento: movedor de ojos, cabeza o mixto según el coeficiente H/E.

Al realizar la comparación entre los valores medios de cada paciente obtenidos en la medida de la mañana y la medida de la tarde (Figura 15) observamos que hay una relación positiva entre las dos variables: a mayor coeficiente por la mañana, mayor coeficiente por la tarde, siendo la pendiente (b) promedio de los dos días para el sujeto A [$b=0,97$, $R^2=0,98$]. No se han encontrado diferencias de la respuesta significativas para las dos medidas consideradas. [10]

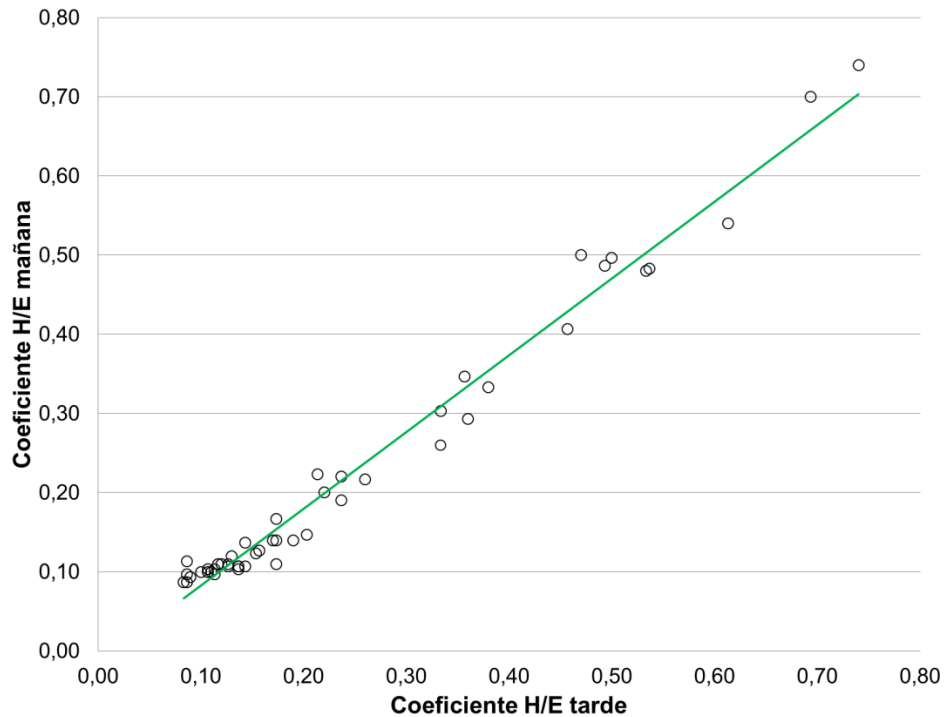


Figura 15. Valores de coeficiente H/E obtenidos por la mañana frente a los obtenidos por la tarde. La línea verde representa una recta de pendiente unidad.

Otro análisis que se va a utilizar es el realizado mediante los gráficos de Bland y Altman que proporciona más información que la gráfica de correlación entre métodos ya que permite evaluar las diferencias en cada individuo (Figura 16).

Este tipo de análisis permite representar la media aritmética de dos magnitudes cuantitativas frente a la diferencia entre ambas. En nuestro estudio se han comparado el coeficiente H/E medido por la mañana respecto al medido por la tarde. Se ha calculado además, la media de las diferencias (0,022) con sus intervalos de confianza igualmente al 68% (0,047,-0,003).

Si las dos medidas comparadas resultan para cada sujeto similares, todos los puntos de la gráfica deben estar próximos a $y = 0$. Por el contrario, cuanto más extendidos estén los puntos, más diferentes serán los resultados de ambos métodos. [10]

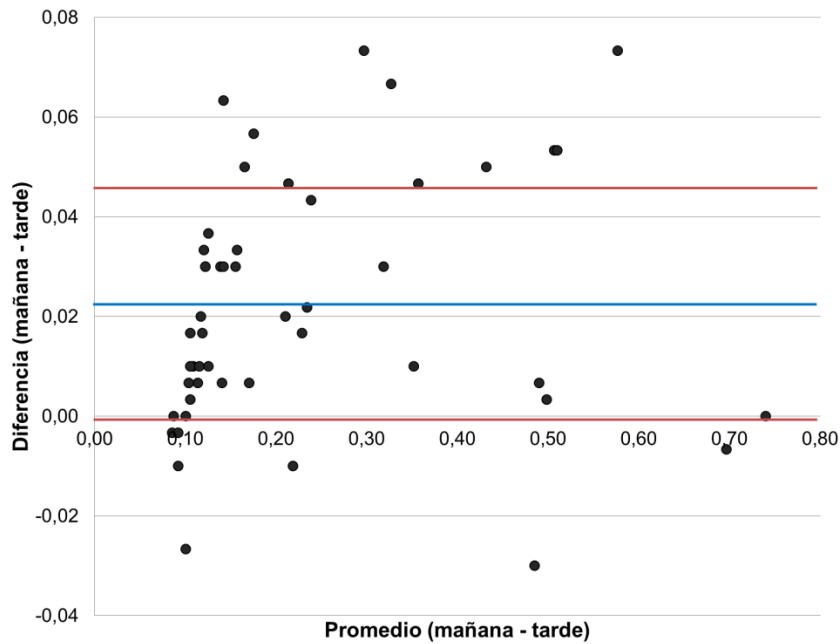


Figura 16. Bland Altman entre las medidas del coeficiente H/E tomadas por la mañana y por la tarde. La línea azul representa la media de las diferencias y las líneas rojas los límites de confianza al 68%.

Respecto a los resultados de los test de contraste estadístico, la Tabla 2 muestra los resultados del test t de Student para muestras normales emparejadas que permite cuantificar la significancia estadística entre los valores de coeficiente H/E obtenidos comparando las dos situaciones analizadas (mañana y tarde)

	Promedio (D)	DE (D)	p-valor
Coef H/E mañana	0,245	±0,173	p < 0,05
Coef H/E tarde	0,223	±0,170	

Tabla 2. Valor medio y la desviación estándar (DE) del coeficiente de estabilidad y el coeficiente H/E para todos los sujetos analizados por la mañana y por la tarde.

Respecto a la comparación entre sexos, en nuestro conjunto de datos contamos con 36 mujeres que suponen el 75% de los pacientes totales frente a 12 hombres que suponen el 25% de los pacientes totales.

En caso de las mujeres; el 88.88% son movedoras de ojos, el 0% son movedoras de cabeza y el 11.11% son mixtas.

En caso de los hombres; el 58.33% son movedores de ojos, el 16.66% son movedores de cabeza y el 25% son mixtos. [10]

5.DISCUSIÓN

El objetivo principal de este trabajo fue estudiar el comportamiento visual de una población joven al estimular su campo periférico utilizando el coeficiente ojos-cabeza medido por el Visioffice a la vez que probar la fiabilidad y calidad de las medidas de éste.

Respecto a la calidad de las medidas realizadas que nos permite valorar el coeficiente de estabilidad, los valores medios y desviación estándar encontrados para la medida de la mañana y de la tarde nos indican una buena calidad de las medidas. Dado que la mayoría de los individuos tienen un comportamiento bastante estable, el valor esperado es generalmente inferior a 0.15, lo que coincide con lo encontrado en este estudio.

Basándonos en el estudio estadístico de los datos poblacionales escogidos, hemos podido ver que existe una gran relación entre las medidas contiguas tomadas para evaluar la repetitividad permitiéndonos así agrupar los tres datos en uno solo (la media) para poder analizar mejor el conjunto de datos.

Como vemos, existe una fuerte tendencia en la población joven estudiada hacia el movimiento de ojos para buscar objetos que quedan en su campo periférico según el estudio (más o menos el 85% de la población estudiada).

Existen varios estudios que afirman que la condición de movedor de ojos y cabeza es una condición interpersonal en la que no influye ni el sexo, ni la edad, ni la refracción del paciente, ni ningún factor que no implique directamente un impedimento físico o patológico como dolores articulares o escotomas del campo periférico.

Respecto a la comparación de las medias de las medidas tomadas por la mañana y por la tarde para el coeficiente H/E observamos que la correlación entre los valores de coeficiente H/E medidos por la mañana y por la tarde es alta ($R^2=0,98$), Esta gran correlación de las medidas tomadas por la mañana con las medidas tomadas por la tarde nos sirve para afirmar que las medidas del instrumento son reproducibles.

Sin embargo, al evaluar las diferencias en cada individuo, las diferencias sí que hemos visto que son estadísticamente significativas y que en la gráfica de Bland Altman aparece una cierta dispersión de los puntos, principalmente en los sujetos con valores más altos (movedores de cabeza) en los que parece que disminuye el coeficiente a lo largo del día. Es decir, por la tarde son menos movedores de cabeza que por la mañana y además también podemos observar una mejora en la estabilidad de las medidas por la tarde con respecto a las medidas de la mañana ya que la desviación estándar es menor por la tarde. Esto también puede ser debido al efecto aprendizaje ya que al ser la segunda vez que realizan la prueba, tienen más seguridad y se conocen el proceso.

En el análisis de contraste estadístico, el cual considera que las muestras son iguales, se obtiene un nivel de significación menor a 0,05 (calculado con el test t de Student) y se rechaza la hipótesis de que las muestras son iguales. Esto se puede deber a que

las medidas tomadas por la tarde, el paciente estuviera algo más relajado o simplemente se sintiera más seguro por el efecto aprendizaje y se tomara la prueba con más naturalidad. Eso explicaría que aunque el comportamiento fuese similar en las dos medidas, existiesen pequeñas diferencias.

Finalmente, en este estudio se ha podido analizar que el comportamiento entre hombres y mujeres no presenta diferencias importantes. El porcentaje de movedores de cabeza es similar en ambos sexos mientras que los otros dos porcentajes, en el caso de los hombres están más repartidos que en el caso de las mujeres que ninguna está clasificada como movedora de cabeza mientras que en los hombres lo son un 16.66%. Eso hace que el porcentaje de movedores de ojos baje en los hombres y sea muy alto en las mujeres. De esta forma concluimos que en este estudio la mayoría de mujeres son movedoras de ojos mientras que solamente un poco más de la mitad de los hombres lo son.

Aunque cabe decir que el volumen de población de sexo masculino recopilada en el estudio era solamente un 25% del total de la población (12 chicos). Quizás era una población demasiado baja para tomar los resultados como significativos.

La medida del coeficiente H/E se usa en la práctica para la adaptación de progresivos. En este estudio en el que sólo se quiere evaluar la fiabilidad de la medida se ha escogido una población joven. En el caso que se hubiese querido aplicarla para adaptar progresivos se debería haber cogido una población más representativa, es decir, población presbita (mayores de 40 años con síntomas de presbicia).

En este estudio todas las medidas se realizaron sin corrección óptica ya que los pacientes escogidos no presentaban una refracción muy elevada que les impidiera percibir los estímulos periféricos, hay que tener en cuenta que una persona con defecto refractivo elevado necesitaría hacer la prueba con su corrección y la montura escogida y la amplitud del cristal condicionarían sus movimientos de cabeza ya que tendería a moverla más para que el estímulo quede dentro de su zona de visión nítida, es decir, buscaría que los rayos procedentes del estímulo pasaran atravesando la lente para formar una imagen nítida de éste en retina. Podría ser interesante realizar un estudio con las diferencias en el coeficiente inducidas por la graduación (ya que dependiendo de la graduación modificamos el campo visual nítido percibido por el paciente) y por el diámetro y forma de la montura (ya que nos limita el campo de visión nítido)

Existen otros estudios realizados con Visiooffice en los que se miden otros parámetros de los que dispone el instrumento y se demuestra que es un instrumento con alta reproducibilidad y por lo tanto fiable a la hora de tomar medidas.

Por ejemplo, hay un estudio en el que se ve reflejada la alta reproducibilidad del instrumento mediante medidas del centro de rotación con un error aleatorio en su determinación del orden de 0.8mm. Este estudio fue realizado para diferentes monturas obteniendo variaciones ligeras según la forma de la montura siendo más estable la montura de pasta. ^[11]

Con relación a la personalización de lentes y medidas de parámetros cabe decir que no existe prácticamente literatura al respecto pero conocemos las posibilidades que

existen gracias al marketing de las casas de lentes y los instrumentos que proporcionan. Aplicando en éstos los conocimientos técnicos de óptica podemos llegar a conclusiones interesantes en estudios como éste y compararlos con otros estudios de parámetros de personalización. De esta forma cada vez habrá más literatura sobre este tema.

Durante la realización del estudio encontramos limitaciones importantes del instrumento que creemos que pueden tener una importancia significativa en los resultados obtenidos.

Por un lado, el Visiooffice solamente detecta los sensores de la pinza de las gafas y considera movimiento de cabeza cuando éstos giran un cierto ángulo. Los movimientos de ojos se corresponden por eliminación con los momentos en los que no se están moviendo los sensores de la pinza. Eso significa que si una persona se pasa todo el test con los ojos cerrados y sin mover la cabeza, este será clasificado como movedor de ojos por el instrumento.

Por otro lado, resulta una técnica poco natural ya que existe el sesgo del “factor prueba”. Le estamos haciendo una prueba al paciente al cual hemos colocado en un sitio del que no le dejamos mover para que no se descentre de la posición adecuada. Esa situación crea un estado de alerta al paciente que se traduce en rigidez y poco movimiento. A eso hay que sumarle la tendencia que tenemos a permanecer quietos cuando nos realizan pruebas debida a que muchas de las pruebas a las que somos sometidos durante nuestra vida requieren el mínimo movimiento posible para tomar las medidas correctamente.

En mi opinión, una alternativa buena para medir el coeficiente ojo/cabeza quizás sería un “eye tracker” mientras el paciente realiza actividades cotidianas de manera natural o incluso de manera cualitativa siendo parte de la anamnesis consistiendo simplemente en fijarnos cómo es su comportamiento y cómo actúa, incluso poniéndole pruebas al paciente mientras mantenemos una conversación con él. Esto nos puede ayudar a ver cómo reacciona para los estímulos periféricos. [11-16]

6. CONCLUSIONES

Como conclusiones de este estudio podemos decir que:

- Hay una tendencia clara en la población estudiada hacia que el comportamiento visual mayoritario es de movedores de ojos.
- Tanto la repetitividad como la reproducibilidad estudiadas del instrumento Visiooffice para medir el parámetro de personalización coeficiente H/E son altas.
- En cuanto al comportamiento encontrado según el sexo en nuestro estudio, en ambos sexos la mayoría eran movedores de cabeza aunque en las mujeres la tendencia estaba mucho más marcada y en los hombres se repartía un poco más equitativamente el porcentaje de cada grupo. Cabe tener en cuenta que la muestra de hombres fue pequeña.
- Pese a la alta correlación entre las medidas por la mañana y por la tarde, existen diferencias estadísticamente significativas entre individuos que se puede deber a la fatiga o al efecto aprendizaje.
- Las limitaciones encontradas durante la realización del estudio puede estar introduciendo sesgos importantes en las medidas por lo que habría que encontrar un nuevo protocolo más adecuado.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Salvadó Arqués J. Tecnología óptica: Lentes oftálmicas, diseño y adaptación. Barcelona: Edicions UPC, 2001: 55-150; 187-213.
2. Sagrario Millán M. Óptica Geométrica. Barcelona: Ariel Ciencia, 2004: 111-157
3. Essilor. Progressive Addition Lenses.
http://www.essiloracademy.eu/sites/default/files/7.Progressive_addition.pdf
[acceso 21 junio 2016]
4. Friedrich M., Grein H., Kothe J., J.Seidel E., El efecto de las lentes multifocales en los movimientos de cabeza y ojos en los presbíteros que trabajan con ordenador y que se quejan de dolores de cuello y hombro. Points de Vue revista- nº70- Primavera-2014
5. Meister D., The Optics of Free-Form Progressive Lenses. ABOM, October 2008
6. Pétignaud C., Personalization: increasing lens efficiency, Points de Vue, International Review of Ophthalmic Optics, N69, Autumn, 2013
7. Zangemeister W.H, Stark L. Types of Gaze Movement: Variable interactions of Eye and Head movements. Experimental neurology 77, 563-577 (1982)
8. Devie P, Jouvanceau C. Varilux Ipseo Eye/Head strategy and physiological personalisation. P.d.v. 49, Autumn 2003
9. Manual de usuario Visiooffice.
https://essilorusa.com/content/dam/essilorusa/industry-services/devices-and-technology/visiooffice2/UserManual_Visiooffice2_Txt%2012-4.pdf [acceso 21 junio 2016]
10. Arriaza A.J, Fernández F, López M.A, Muñoz M, Pérez S, Sánchez A. Estadística Básica con R y R-Commander. Cádiz: UCA, 2008: 23-123
11. Perches S. Influencia del Centro de rotación ocular en el diseño de las lentes oftálmicas para dirección oblicua de mirada. Murcia, Junio 2011
12. Han Y, Kenneth J. Selenow A. Steven R. A. Dynamic Interactions of Eye and Head Movements When Reading with Single-Vision and Progressive Lenses in a Simulated Computer-Based Environment. Investigative Ophthalmology & Visual Science, April 2003, Vol. 44, No. 4
13. Han Y., Kenneth J., Selenow A., Steven R.A. Static Interactions of Eye and Head Movements during Reading in a Simulated Computer-Based Environment with single visión and Progressive Lenses. Investigative Ophthalmology & Visual Science, January 2003, Vol. 44, No. 1
14. Faubert J., Giraudet G. The reliability of eye-head coordination. Points de Vue. International Review of Ophthalmic Optics. 05/2013

15. Poirier F.J.A.M, Giraudet G., Faubert J. Head-Eye Coordination Increases with Age and Varies across Countries. *Optom Vis Sci.* 2015, 92(11): 1103-1112
16. Simonet P., Gresset J.A., Beaulne C., Forcier P., Lamarre M., St-Jaques J., Tessier L., Caron P. Eye and Head Movements for Changes in Gaze in a Presbyopic Population. *ARVO Annual Meeting Abstract.* May 2003, Volume 44, Issue 13.