



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Diseño de un nuevo instrumento óptico para el estudio de la incapacidad visual por deslumbramiento

Alumna

María Gascón Gascón

Director

Francisco Javier Ávila Gómez

Facultad de Ciencias
Óptica y Optometría
2020-2021

Índice

INTRODUCCIÓN	3
HIPÓTESIS	6
OBJETIVOS	6
MÉTODOS	6
MUESTRA	6
SISTEMA EXPERIMENTAL DE MEDIDA	7
PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL	8
RESULTADOS	10
GRUPO CONTROL	11
SEGÚN CAMPO ANGULAR	11
SEGÚN CONTRASTE	12
GRUPOS POR EDAD	14
DISCUSIÓN	16
CONCLUSIONES	17
BIBLIOGRAFÍA	17
ANEXO I	20
ANEXO II	21

1. INTRODUCCIÓN

El ojo humano, desde el punto de vista óptico puede ser entendido como un sistema detector de luz. La fotosensibilidad, a través de la funcionalidad de las células fotorreceptoras de la retina permite la visión en un rango determinado del espectro electromagnético. ^[1] Cuando una fuente de luz intensa intercede en el campo de visión, puede provocar disminución de la sensibilidad al contraste de la imagen retiniana, debida al *scattering* intraocular o *straylight*. Este fenómeno de deslumbramiento se conoce concretamente como *disability glare*. ^[2] El *scattering* ocurre cuando el índice de refracción de las partículas difiere del índice del medio circundante, en los medios oculares, debido a factores como el envejecimiento, patológicos o traumáticos. En este sentido, la córnea, el cristalino y la retina son las principales fuentes de *intraocular straylight* (IS). ^[2,3] Esta dispersión se produce predominantemente hacia la retina creando un velo de luz (*veiling glare*) que cubre el campo visual, generando incapacidad visual por deslumbramiento. Así que, se producirá una disminución del rendimiento visual, que puede deberse tanto a la iluminación del velo que reduce el contraste como a la reducción del fotorpigmento. ^[4] Éste es evaluado mediante fotoestrés macular, que consiste en presentar un estímulo visual que cause deslumbramiento durante 10 segundos a un ojo de forma monocular y ver cuánto tarda en recuperarse, observando una línea anterior a la mejor agudeza visual (AV) del paciente. El tiempo de recuperación normal es de 15 a 35 segundos, por lo que un tiempo superior podría indicar lesiones en retina o nervio óptico. ^[5] También ángulos de incidencia pequeños pueden contribuir a la inhibición neural a nivel de la retina, ^[4] pero son las fuentes de gran angular las causas principales de *disability glare*.

Este fenómeno se conoce desde siempre, pero fue a principios del siglo XIX cuando el origen del término *veiling glare* se convirtió en tema de interés. Johann von Goethe definió que, en el sistema nervioso de la retina, el estímulo de luz brillante provoca una perturbación que, como olas en el agua, se propaga en todas direcciones desapareciendo gradualmente. ^[3] No se iniciaron investigaciones trascendentales hasta 1911 por Percy Cobb, que desarrolló la técnica de iluminación equivalente, gracias a la cual se podría cuantificar el *disability glare*. Esta técnica fue empleada por Stiles y Holladay dando lugar a la fórmula del *disability glare*, con su mismo nombre, para una fuente de deslumbramiento puntual. Es conocida actualmente y, a partir de ella, se reforzó que se trataba de un fenómeno óptico y no de un proceso neuronal. ^[3,4]

Los principales aspectos de los que depende el *disability glare* son tres: la edad, la pigmentación ocular y el ángulo de deslumbramiento. A medida que aumenta la edad, aumenta el *scattering*, por lo que la *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIE) ha permitido cuantificar la dependencia de la edad con el *disability glare*. El

pigmento ocular hace que se disperse más o menos la luz, siendo mayor en ojos azules y verdes y con ángulos de incidencia muy grandes y menor en ojos oscuros.^[3]

El papel de la retina es muy importante en la dispersión, ya que el fondo del ojo constituye aproximadamente el 40% del total del velo de *glare*. Se reduce a la mitad cuando la dispersión va desde la fovea a la periferia. Esto es causado por que la zona foveal es mucho más delgada que el resto de la retina, así que sufrirá más esta manifestación. Esto nos indica que además de en la capa del epitelio pigmentario de la retina (EPR) y la coroides, en las estructuras neurales microscópicas de la retina también se produce dispersión.^[3] En concreto, tiene gran importancia el pigmento macular ya que, según la hipótesis de la agudeza y la visibilidad, influye en la calidad del rendimiento visual por la absorción selectiva de luz de longitud de onda corta antes de que llegue a los fotorreceptores, lo que disminuye los efectos de la aberración cromática y de la dispersión de la luz. El pigmento macular se compone de tres pigmentos de xantofila, en el centro de la retina, en la zona de la mácula. En esa zona la proporción de conos azules es mucho menor y sobre todo la foveola, lugar de rendimiento visual máximo, está desprovista de estos conos. Así que, las propiedades ópticas del pigmento macular atenúan el componente de la luz menos beneficioso y más perjudicial con respecto al rendimiento visual, puesto que en situaciones de deslumbramiento, éste absorbe la luz de longitud de onda corta, reduciendo la irradiancia retiniana, lo que puede minimizar el deslumbramiento y aumentar el umbral de fotofobia en condiciones normales de visualización. El pigmento macular también puede facilitar la visión de los detalles y el contraste visual.^[6] A día de hoy se conoce que, cuanto mayor es la densidad óptica del pigmento macular, se reduce la incapacidad visual por deslumbramiento.^[7]

El fenómeno de deslumbramiento es un tema de alto interés en la práctica optométrica y oftalmológica, ya que con frecuencia las personas mayores se quejan de este problema. Asimismo, los test de AV no reflejan esta condición, ya que el paciente puede tener una buena AV y en ciertas situaciones cotidianas como la conducción nocturna o los días soleados pueden alterar significativamente la calidad visual.^[8,9] Estas situaciones incluyen tareas con niveles de iluminación que presentan cambios, iluminación baja, bajo contraste y deslumbramiento. Los síntomas del deslumbramiento ocurren a menudo y son muy molestos para aquellos que los experimentan, además de ser difíciles de cuantificar y tratar.^[2,3,6]

El IS, como se ha indicado anteriormente, puede tener su origen en varias estructuras del ojo, fundamentalmente la córnea, cristalino y retina.^[2] Por ello, son varias las condiciones clínicas asociadas a estas estructuras que pueden causar problemas de *disability glare*. En la degeneración macular asociada a la edad (DMAE), que afecta a la retina, una de sus primeras manifestaciones son los problemas con el deslumbramiento.^[7] También en retina, el glaucoma es una de las enfermedades en las que aparece la incapacidad visual por deslumbramiento, y ésta

aumenta con estadios más severos de la enfermedad.^[10] Es muy típico también que se vean afectados los pacientes con cataratas, inflamación intraocular y anomalías en la córnea, además de los que no tienen anomalías oculares detectables.^[6] Después de someterse a una cirugía también es frecuente que se asocien estas condiciones. Tras la cirugía de cataratas, muchas veces el paciente se encuentra con este tipo de inconvenientes que, a pesar de tener una buena AV, no se encuentran cómodos con su visión, ya que tienen una pérdida de contraste o un deslumbramiento. Ocurre de la misma forma en las operaciones refractivas. Tanto en la queratomileusis in situ asistida por láser (LASIK) como en la queratectomía fotorrefractiva (PRK) se relacionan también molestias por *disability glare* y halos. Lo que, como se está advirtiendo, algunos pacientes no están preparados para ello después de someterse a una operación para mejorar su calidad visual.^[2]

Por otro lado, se ha observado que en diferentes lentes de contacto (LC) multifocales, en concreto LC blandas bifocales y LC rígido gas permeable (RGP) multifocales, hay una mayor sensibilidad al deslumbramiento con ellas, por lo que deberían incluirse pruebas que midan la sensibilidad al contraste y al deslumbramiento al adaptar estas lentes.^[11] Por lo tanto, la dispersión produce efectos adversos en la calidad visual de quien la padece, apareciendo el velo luminoso, tanto en personas con patologías oculares como sin ellas. Así que, cualquier medio para aliviar tales efectos sería de importancia clínica.^[6]

El *disability glare* se puede evaluar midiendo cómo afecta a la AV o a la sensibilidad al contraste una fuente de deslumbramiento.^[12] Las pruebas clínicas deben evaluarse según tres criterios: confiabilidad, capacidad discriminativa y validez, muy importante ya que describe cómo de bien mide la prueba lo que pretende medir. En la medida del *disability glare* esto supone un desafío, ya que no existe un *gold standard* aceptado, aunque *The American Academy of Ophthalmology* (AAO) aboga por que las pruebas se validen comparando los resultados con una cuantificación del rendimiento visual general. También se han comparado puntuaciones de las pruebas de deslumbramiento con el rendimiento visual en condiciones cotidianas, en exterior con la luz del sol, tanto probándolo en test de AV como en test de sensibilidad al contraste, aunque con pruebas con sensibilidad al contraste no funciona como se esperaría.^[13] Hay varios sistemas que se usan para medirlo, como Contrast Glaretester 1000 (CGT-1000)^[12], Brightness Acuity Tester (BAT), Berkley Glare Test, Optec 6500, CSV-1000 HGT, C-Quant (Oculus), Mesotest (Oculus), Nyktotest (Rodenstock)^[4], Vistech MCT8000, Miller-Nadler Glare Tester y van den Berg Straylightmeter, la gran parte de ellos disponibles comercialmente. La mayoría de las pruebas nombradas, no gozan de una aceptación por parte de investigadores y médicos, ya que no demuestran que otorguen una información confiable y válida ni de disponer de sensibilidad a cambios leves en la dispersión de la luz.^[13] Además, se puede medir mediante cálculos. Estudios experimentales demuestran que, en el ojo sano, la intensidad del velo de luz se puede calcular y puede usarse como

medida del deslumbramiento. Dependerá de la distancia angular de la luz del deslumbramiento desde el objeto que se está analizando, así como de la fuerza de la luz que cae en el plano del ojo. Así que, se ha confirmado la validez de la fórmula de Stiles Holladay para una fuente puntual de deslumbramiento. [2]

Recientemente, un grupo de investigación de la Universidad de Zaragoza ha desarrollado el primer método óptico capaz de medir de forma objetiva el IS hasta 20° de campo angular retiniano. [14] En este trabajo de TFG se presenta la modificación de dicho sistema experimental para usar el ojo como sistema detector de una fuente luminosa capaz de generar disability glare en diferentes campos angulares. De esta forma, se presenta un nuevo sistema experimental óptico para evaluar el *disability glare* y la respuesta temporal retiniana.

2. HIPÓTESIS

La incapacidad por deslumbramiento y el tiempo de recuperación dependen del nivel de contraste de la escena observada y del campo angular proyectado por la fuente de deslumbramiento.

3. OBJETIVOS

El objetivo es estudiar la capacidad de respuesta temporal del ojo humano a la incapacidad visual por deslumbramiento para diferentes campos angulares retinianos y niveles de contraste en sujetos sanos.

4. MÉTODOS

4.1. MUESTRA

El estudio se realizó en 51 sujetos, lo que suponen 102 ojos, en un rango de edad de 20 a 66 años, con una media de edad de 30,86 años. De estos sujetos, 40 son mujeres y 11 hombres. Además, entre los participantes encontramos dos sujetos patológicos. Las pruebas se realizaron en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza y todos los participantes fueron informados sobre el estudio, explicándoles en que se basaba, además de firmar cada uno de ellos un consentimiento informado antes de participar.

En cuanto a la selección de los pacientes para participar en el estudio, se siguieron unos criterios de inclusión y exclusión determinados:

- Criterios de inclusión: pacientes de cualquier edad, emétopes o con ametropía y con patologías o sin ellas, en definitiva, todo sujeto que no cumpla con ninguno de los criterios de exclusión.
- Criterios de exclusión: tener alguna patología que incluya fotofobia o foto-sensibilidad.

4.2. SISTEMA EXPERIMENTAL DE MEDIDA

En cuanto al sistema con el que se realizaron las medidas, ha sido desarrollado experimentalmente para llevar a cabo este trabajo fin de grado. Por ello, se trata de un sistema nuevo modificado a partir del sistema reportado en la referencia^[14] y consta de los siguientes elementos, tal como se puede ver en la *Fig. 1*. En primer lugar, encontramos la fuente luminosa o fuente de *glare*, constituida por una fuente LED de 525 nanómetros de longitud de onda cuya distribución de intensidad se controló mediante un difusor holográfico de 20° de apertura (Luminit, Light Shaping Solutions) y controlado con limitadores de campo angular de proyección retiniana. La fuente de deslumbramiento es accionada mediante un disparador manual con una duración de un pulso de 240 milisegundos, este corto intervalo de tiempo de iluminación fue establecido para evitar constricción pupilar durante la medida. A continuación, un divisor de haz (DH) permite alinear en el mismo eje el test visual y la fuente de glare, que son conjugadas con el plano retiniano mediante una lente colimadora (Lc). Para finalizar, una mentonera es empleada para posicionar y alinear al sujeto durante las medidas. Para más detalles sobre la fuente de iluminación empleada con fuente de *glare* se puede consultar la referencia.^[14]

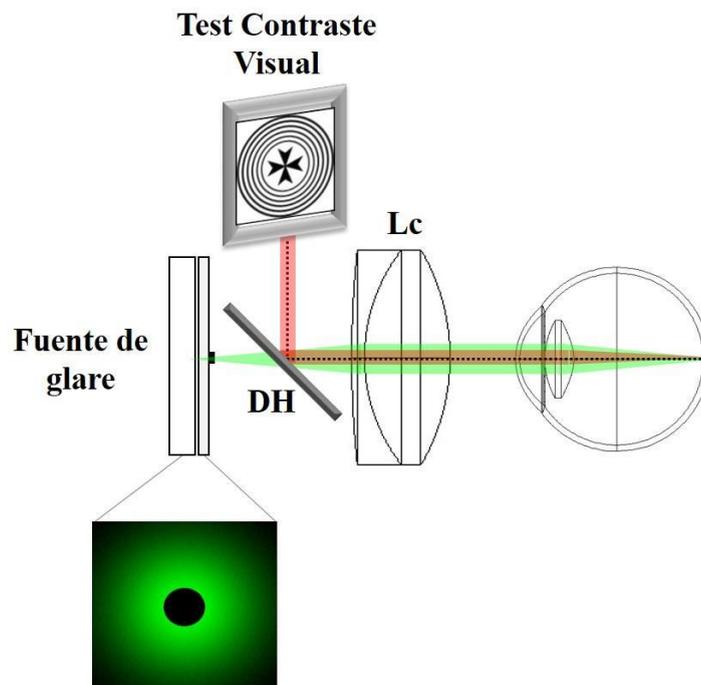


Fig. 1. Esquema del sistema experimental utilizado para la realización de las medidas. DH (divisor de haz). Lc (lente colimadora).

Además, antes de realizar las medidas en los sujetos, se garantizó que las pruebas eran realizables y no suponían ningún peligro para el ojo humano, ya que es necesario causar un deslumbramiento para llevar el estudio a cabo. Con la ayuda de un luxómetro se han medido las iluminancias aportadas en cada uno de los campos angulares. El luxómetro utilizado es el Luxómetro PCE-174 (Fig. 2). Es un instrumento de precisión para medir el nivel de iluminación, donde se obtienen los datos en lux. Éste ha sido colocado en la misma posición para las diferentes medidas, asegurando de esta manera una reproducibilidad alta de los resultados. ^[15]



Fig. 2. Luxómetro PCE-174. ^[15]

Los datos obtenidos con el luxómetro se pueden ver en la siguiente tabla (Tabla 1), en la que se muestra cada campo angular con su correspondiente iluminancia. Fueron tomadas dos medidas y se realizó la media de ellas para obtener el resultado final.

Campo	Campo angular (°)	E (lux)
1	5,0	1245,6
2	7,0	2277,1
3	10,0	3022,6
4	16,0	4280,6
5	20,0	4510,6

Tabla 1. Valores de iluminancia (lux) según el campo angular.

Las medidas fueron tomadas teniendo en cuenta la norma ANSI-2000, la máxima iluminación empleada se encontraba 100 veces por debajo del máximo permitido.

4.3. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

El procedimiento experimental, está constatado por dos partes, el protocolo de medida y el método estadístico usado para analizar los datos.

Para comenzar, se contactó con los sujetos y fueron citados en el laboratorio experimental situado en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Zaragoza, explicándoles el estudio y autorizando su participación firmando el consentimiento informado antes mencionado. Las medidas se realizaron en una sola sesión, con una duración de 40 minutos por persona aproximadamente. Se exploraron ambos ojos (AO) por separado. Se evaluaron cinco campos angulares, correspondientes a 5°, 7°, 10°, 16° y 20°, y en cada uno de ellos se mostraron cinco contrastes, del 5%, 10%, 25%, 50% y 100% (*Fig. 3*), haciendo un total de 50 medidas, lo que corresponde a 25 medidas de cada ojo. Se realizaron siempre en el mismo orden, empezando por el campo angular más pequeño hasta el más grande y de la misma forma, en cada campo angular, se comenzó por el menor contraste hasta llegar al 100%.

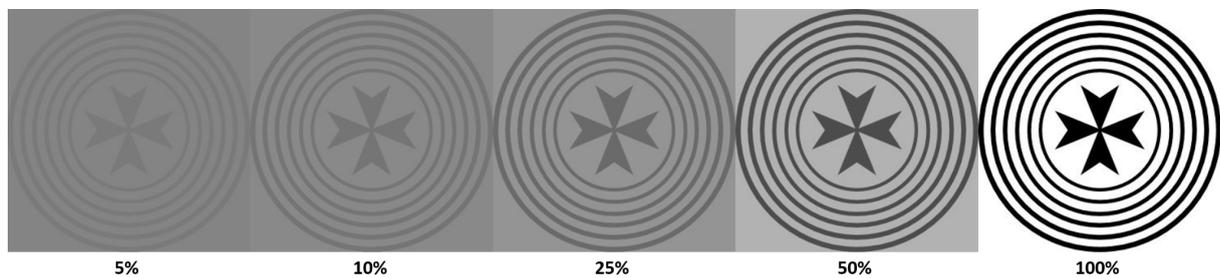


Fig. 3. Test de contraste utilizado en las medidas.

Una vez que tenemos claro el orden de medida, se alinean todos los elementos del sistema con el eje visual del participante, hecho muy relevante para que los resultados sean los deseados, ya que el punto de luz debe caer en el centro de la retina. Además, se inserta el limitador de campo para utilizar el campo angular más pequeño, 5°. Ya colocado en la mentonera, el sujeto ocluye su ojo izquierdo (OI) con un ocluidor, y mira con su ojo derecho (OD) al centro del test de contraste visual, donde se juntan las puntas de la cruz (*Fig. 3*). La examinadora (M.G.G.), acciona el botón que genera el pulso de luz que produce el deslumbramiento, el cual coincide con el centro del test y, con un cronómetro, se controla el tiempo que tarda el sujeto en volver a visualizar el centro del test visual de referencia (antes del deslumbramiento) desde que se origina el pulso de luz. Este tiempo, denominado tiempo de recuperación, es anotado, y el sujeto se ocluye el ojo contrario (OD) para realizar la medida en el antes ocluido (OI). De esta manera, se van alternando los ojos y así pueden recuperarse del deslumbramiento. Ya terminadas las medidas en el primer contraste (5%), se pasa al siguiente y se realiza de la misma forma, así hasta llegar al último (100%). Ya finalizado, se cambia el limitador de campo angular para pasar al de segundo tamaño, volviendo a realizar todo el proceso y así sucesivamente con cada uno de los campos angulares.

Todas las medidas y el proceso han sido realizados en condiciones escotópicas, a excepción de un puntero de luz encendido en el momento en el que se anota el

tiempo de recuperación. Además, los pacientes contaban con descansos si eran necesarios, por si a lo largo de la prueba sentían molestias o tenían sensación de post-imagen.

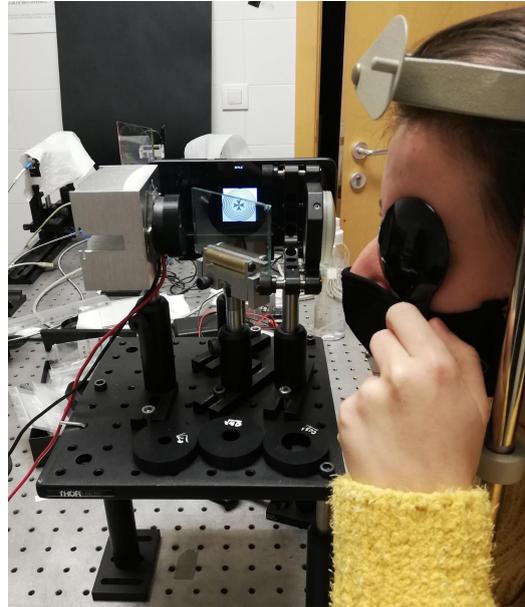


Fig. 4. Sujeto real alineado en el sistema experimental para la realización de las medidas.

Una vez obtenidas todas las medidas de todos los sujetos, se pasó a analizar los datos. En primer lugar, fueron recogidos en una base de datos creada con excel, donde se realizaron los diferentes grupos a evaluar y sus respectivas medias y desviaciones estándar. Después, los datos se exportaron al software Sigmaplot 12.0 donde se llevó a cabo el análisis estadístico. Mediante el test de Shapiro-Wilk, se contrastaron los datos para comprobar si estadísticamente eran significativos. Además, cada una de las gráficas comparativas de contraste y de campos angulares fueron realizadas también con este programa. A partir de las gráficas que comparan el tiempo de recuperación en cada uno de los contrastes, para cada campo angular, se ha obtenido la ecuación general que permite calcular el tiempo de recuperación, así como la específica para cada uno de los casos estudiados.

5. RESULTADOS

A continuación, se comentan los resultados obtenidos de las medidas tomadas a los diferentes sujetos. A la hora de analizar los datos, se han diferenciado una serie de grupos, con los cuales se contemplan diversos aspectos. En primer lugar, el grupo control y después un segundo grupo evaluado por edad. También se distinguen dos sujetos patológicos, de los cuales no hay resultados significativos debido a la poca disponibilidad.

5.1. GRUPO CONTROL

El grupo control consta de 49 sujetos, hombres y mujeres, lo que supone 98 ojos. Se van a comparar, por un lado, el tiempo de recuperación obtenido para cada uno de los contrastes según el campo angular en el que se hicieron las medidas y al contrario, el tiempo de recuperación obtenido para cada uno de los campos angulares según el contraste expuesto.

5.1.1. SEGÚN CAMPO ANGULAR

En cada uno de los campos angulares, se ha comparado el tiempo de recuperación de todos los contrastes estudiados. En primer lugar, se comprueba si los datos son estadísticamente significativos, cuyos resultados, todos significativos, se pueden observar en el *Anexo 1*. Una vez vista la relación, se obtienen los diagramas de dispersión simple para cada caso, a partir de ellos, se halla la ecuación general que definirá el tiempo de recuperación (*Fig.5*). En cada diagrama se observa el tiempo medio de recuperación calculado para cada contraste y su respectiva ecuación (*Fig.6*). Los diagramas muestran cómo a medida que aumentamos el contraste, el tiempo de recuperación disminuye, mostrándose una curva decreciente. Sucede de la misma forma en todos los campos, pero se puede observar como en el campo más reducido (5°) con menor contraste (5%) es el que alcanza un tiempo medio de recuperación mayor, de 3.85 s. Al contrario, el campo más grande (20°) con el máximo contraste (100%) es el que tiene un menor tiempo medio de recuperación, de 2.1467 s.

$$T(s) = y_0 + a \cdot e^{-b}$$

Fig. 5. Ecuación general que define el tiempo de recuperación ante disability glare.

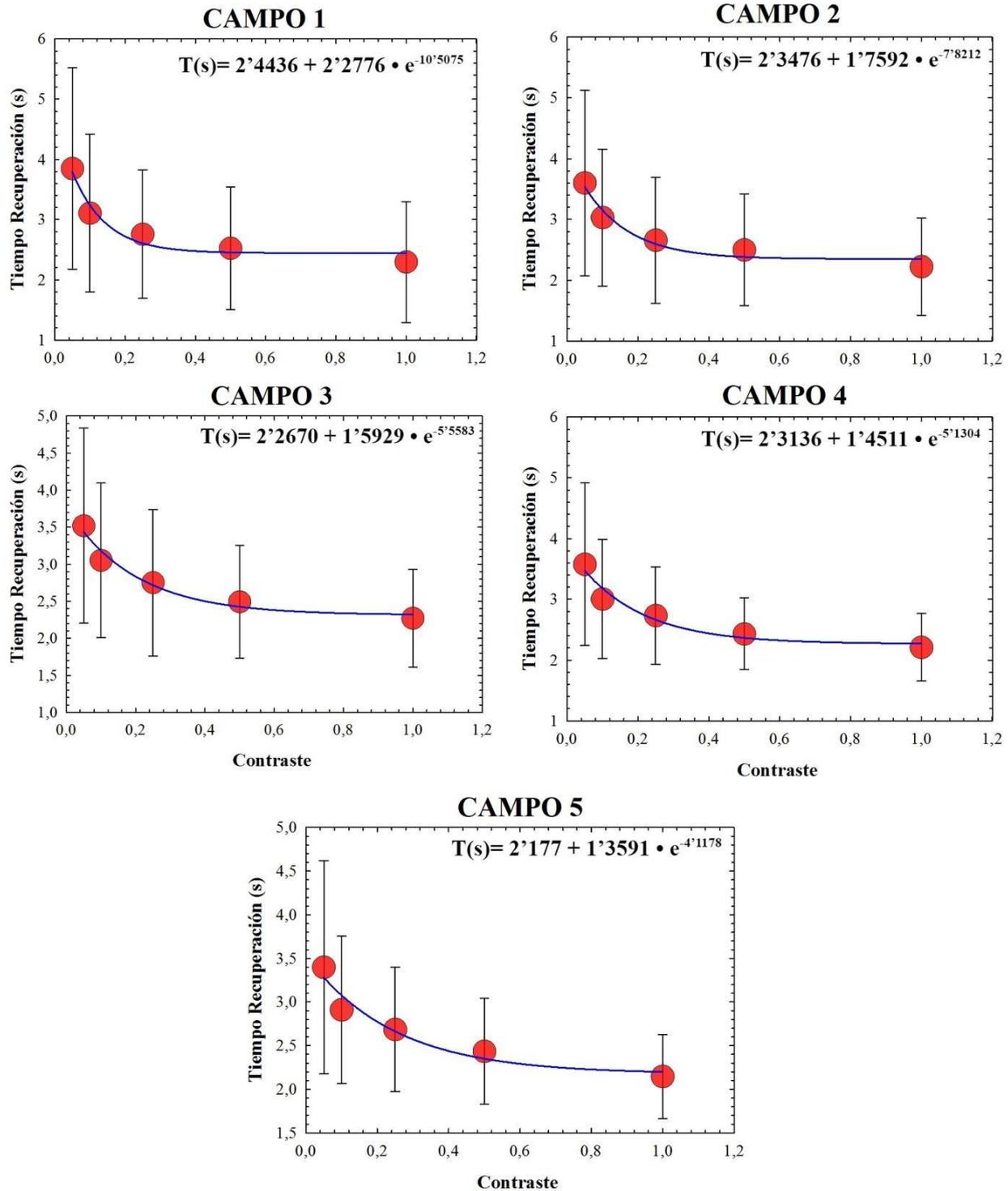


Fig. 6. Diagramas de dispersión simple para cada campo angular con sus respectivas ecuaciones. Campo 1: 5°. Campo 2: 7°. Campo 3: 10°. Campo 4: 16°. Campo 5: 20°.

5.1.2. SEGÚN CONTRASTE

De la misma forma, se ha comparado el tiempo de recuperación de los campos angulares en cada uno de los contrastes. La significancia de los datos, esta vez con un resultado negativo, puede observarse en el Anexo II. En este caso se han

realizado diagramas de barras donde se pueden observar con claridad los resultados obtenidos (Fig. 7).

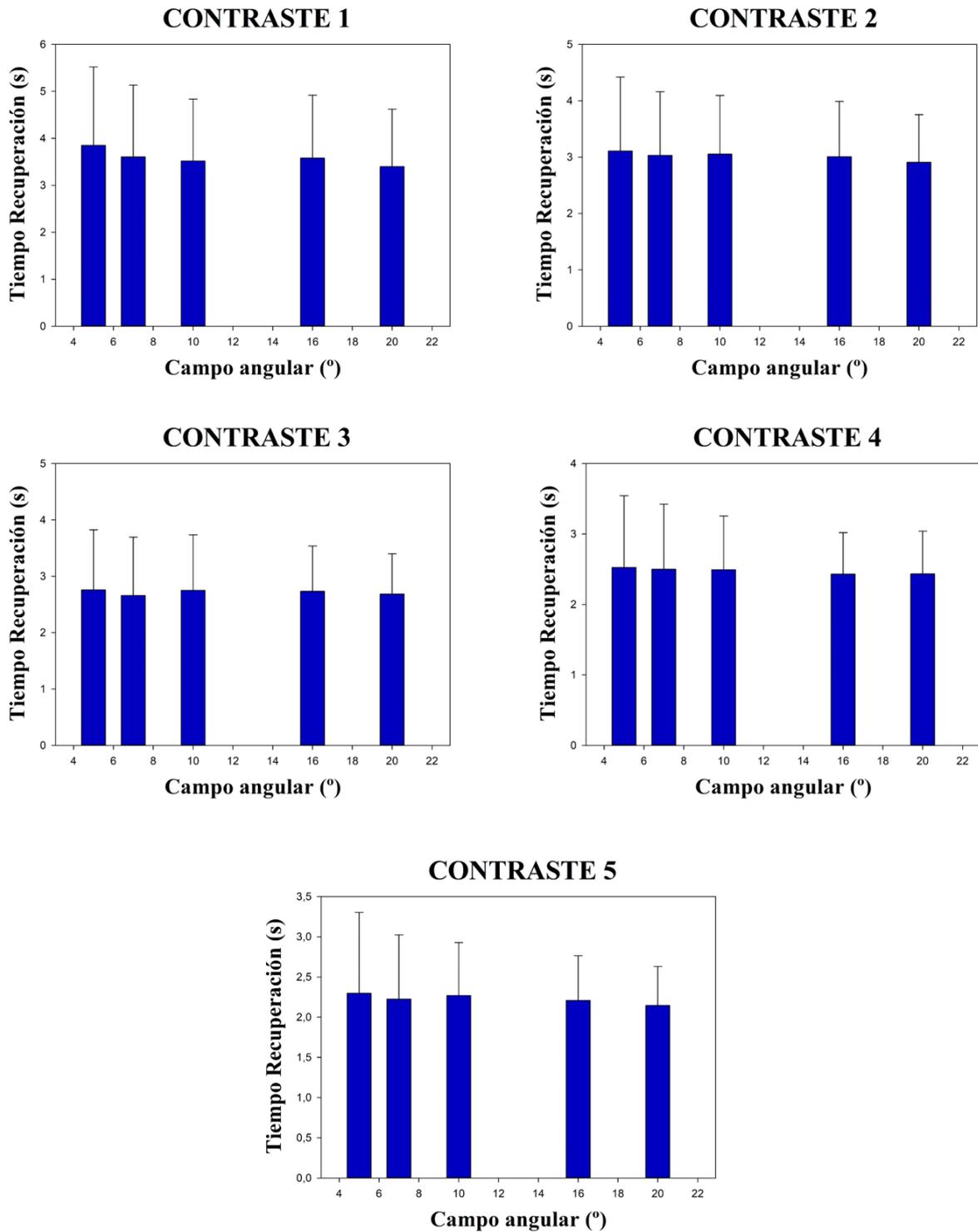


Fig. 7. Diagramas de barras para cada contraste. Contraste 1: 5%. Contraste 2: 10%. Contraste 3: 25%. Contraste 4: 50%. Contraste 5: 100%.

En la *Fig. 7* podemos ver que los diagramas de barras no siguen un patrón determinado, sino que los valores se encuentran muy próximos entre sí pero sin correlación.

5.2. GRUPOS POR EDAD

Los sujetos sanos a los que se realizaron las medidas fueron divididos en dos grupos de edad. El primer grupo, formado por 39 personas entre 20 y 29 años, tiene una media de edad de 21,79 años. Por otro lado, el segundo grupo, constatado por 11 personas entre 51 y 66 años, tiene una media de edad de 57,09 años. Mediante gráficos de barras se ha comparado como es el tiempo de recuperación de cada grupo de sujetos, evaluando los diferentes contrastes según el campo angular, para poder comparar cómo se comporta el tiempo en función de la edad. Los gráficos nombrados pueden observarse en la *Fig. 8*.

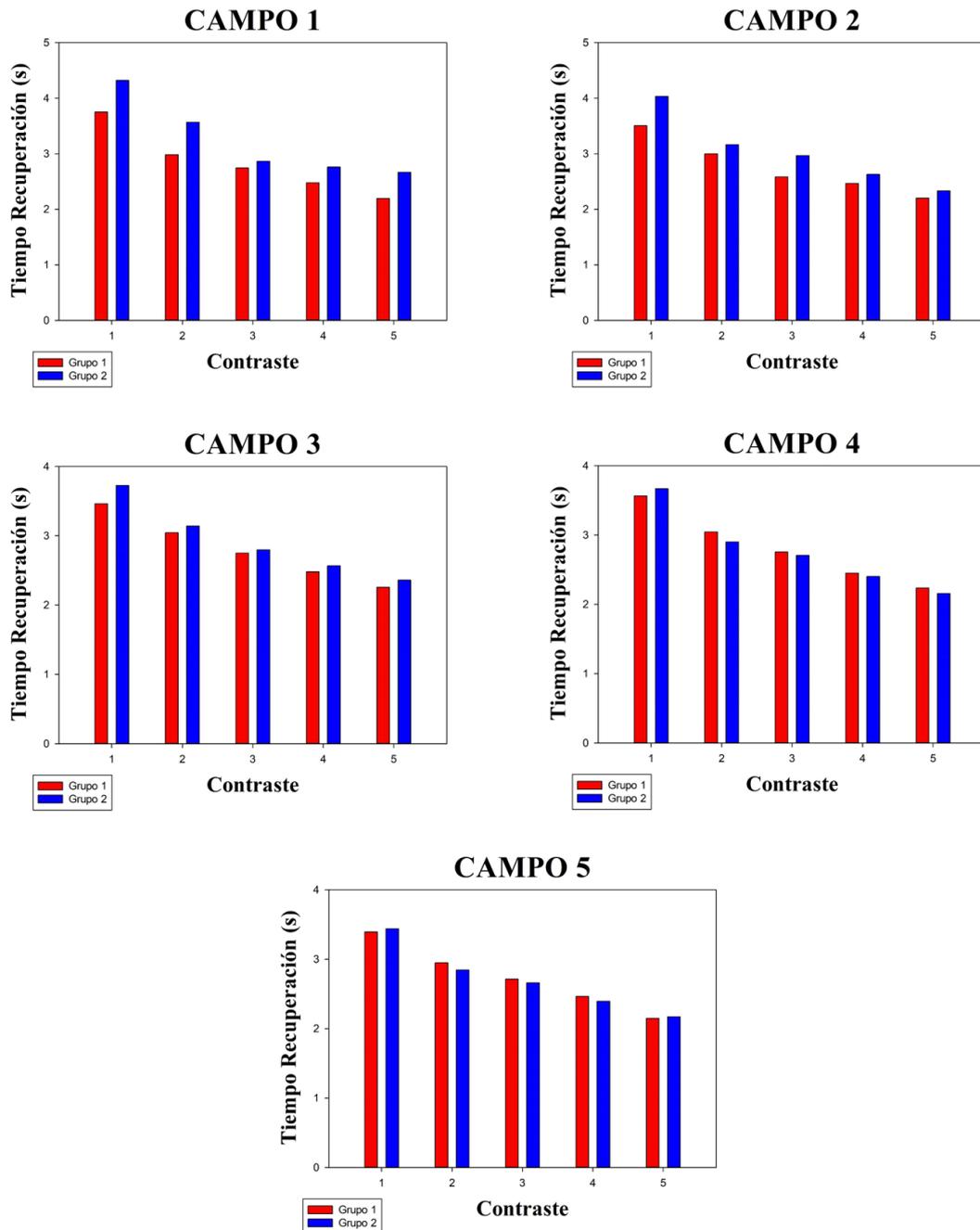


Fig. 8. Diagramas de barras comparativos en cada campo angular. Campo 1: 5°. Campo 2: 7°. Campo 3: 10°. Campo 4: 16°. Campo 5: 20°. Contraste 1: 5%. Contraste 2: 10%. Contraste 3: 25%. Contraste 4: 50%. Contraste 5: 100%. Grupo 1: 20-29 años; Grupo 2: 51-66 años.

En los diagramas comparativos se ve como el tiempo de recuperación es más grande en el grupo de mayor edad (grupo 2) en los campos más pequeños (5°, 7° y 10°), pero a medida que el campo se hace más grande los datos comienzan a igualarse y a tener menor diferencia entre un rango de edad y el otro. Se encuentra la mayor diferencia de tiempo de recuperación medio en el campo 5° con contraste 5%, siendo de 0.58 s y la menor en el campo 20° con contraste 100% con 0.021 s, siendo en ambas ocasiones el tiempo mayor en el grupo 2 (51-66 años).

6. DISCUSIÓN

La función visual no solo depende de la AV que se obtiene, sino de otros factores como la sensibilidad al contraste o el *disability glare*.^[2] En el presente estudio se ha creado un instrumento experimental de medida del *disability glare*, de gran importancia clínica ya que anteriormente se ha demostrado que aumenta con la edad^[3], lo que influye a toda la población.

En los resultados obtenidos, cuando se estudia para cada campo angular como es el tiempo de recuperación variando el contraste (*Fig. 6*), los datos son estadísticamente significativos (*Anexo I*). Así que, se puede decir que dependiendo del campo angular retiniano que se vea afectado, se verá influenciado el tiempo de recuperación. Éste, será mayor si el *disability glare* se produce en la zona central de la retina, ya que si aumentamos la zona de afectación, se comprueba que el tiempo se va reduciendo. Y es que, cuando el ángulo es próximo a 0°, el veiling glare coincide con la función de dispersión de punto (PSF). La dependencia angular del *disability glare* se valora como $1/\theta^2$ según Stiles Holladay y, cuando se encuentra alrededor de 1°, se convierte en $1/\theta^3$, es decir, que a medida que aumenta el ángulo, el resultado es más pequeño. Una vez se llega a 30°, la dependencia angular es mucho menos pronunciada.^[3] En este caso se evaluó hasta un campo de 20°, donde se observa esta influencia.

Además, son pocos los instrumentos de medida objetiva que evalúan la PSF en las zonas periféricas de la retina. Ginis, H. et al desarrollaron un sistema experimental que alcanzaba hasta 8° de excentricidad.^[16] Posteriormente, solo se ha ideado un instrumento que mide el IS de forma objetiva en campo amplio, medido en ojo artificial, por parte de la Universidad de Zaragoza, abarcando 22° de campo visual.^[14] Y, con el presente estudio, en el que se usa el ojo como sistema detector, se ha podido comprobar como es este efecto.

Asimismo, se ha establecido una ecuación (*Fig. 5*) a través de la cual se puede estimar el tiempo de recuperación en función del campo en el que sucede el deslumbramiento, aunque ya existen ecuaciones que miden el *disability glare*. Entre ellas, destaca la más general, la ecuación general de la CIE del *disability glare*, que cubre un rango angular completo, desde 0,1° a 100°. Aunque la ecuación de la CIE de Stiles Holladay del *disability glare* ajustada por edad, entre 1° y 30°, es suficiente en optometría.^[3]

Sin embargo, con los resultados que se han observado en la *Fig. 7*, viendo la correlación que existe entre ellos (*Anexo II*), se puede afirmar que independientemente del contraste en el que se observa la escena, el tiempo de recuperación ante un deslumbramiento no varía de forma significativa.

Por otro lado, la evaluación por edades resultó como cabía esperar. La edad es un factor determinante en el *disability glare*. Esta dependencia fue añadida a la ecuación de *disability glare* de Stiles Holladay, aceptada por la CIE y usada como estándar. Confirma que, a partir de los 60 años, aumenta rápidamente el *disability glare* y que es más notable a partir de los 70, duplicándose. Luego, a los 83 años, ésta se triplica.^[3] Observando los resultados obtenidos (*Fig. 8*) vemos como es la influencia de la edad, el grupo 2 obtiene mayores resultados en la mayoría de los casos, aunque en campos con mayor excentricidad y contraste no se cumpla. Esto se debe a lo que hemos estudiado en las *Fig. 6 y 7*, donde el tiempo de recuperación disminuye a medida que se exploran zonas más periféricas y el contraste es independiente. De todas formas, la sensibilidad al contraste disminuye con la edad^[3], otro factor más que influye en los resultados mostrados, dándose los mayores tiempos de recuperación cuando el contraste es del 5% de 51 a 66 años.

7. CONCLUSIONES

Con el presente trabajo se han podido obtener las siguientes conclusiones:

- Se ha desarrollado un nuevo instrumento óptico de medida del *disability glare* para diferentes campos angulares.
- Existe una dependencia entre el campo angular proyectado por la fuente de deslumbramiento y el tiempo de recuperación de la retina, viendo que disminuye a mayor excentricidad en sujetos sanos.
- Se ha ideado una ecuación que define el tiempo de recuperación en la retina tras sufrir deslumbramiento.
- El contraste de la escena observada no influye en el tiempo de recuperación ante un deslumbramiento de forma significativa.
- La edad es un factor que influye en el *disability glare*, más evidente en campos menos extensos y con menor contraste.

8. BIBLIOGRAFÍA

[1] González, Francisco. "El sistema visual". En: J.A.F. Tresguerres (3ª ed.). *Fisiología humana*. Madrid: McGraw-Hill, 2005, p. 200-216.

[2] M. Aslam, Tariq; Haider, David; J. Murray, Ian. "Principles of disability glare measurement: an ophthalmological perspective." *Acta Ophthalmologica Scandinavica* [en línea], 2007, vol. 85, p. 354-360.

- [3] J Vos, Johannes. "On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation." *Clinical and experimental optometry* [en línea], 2003, vol. 86, No. 6, p. 363-370
- [4] Putnam, Chris. "OVERVIEW OF GLARE TYPES AND THEIR RELATIONSHIP WITH MACULAR PIGMENT OPTICAL DENSITY." *International Journal of Advanced Research* [en línea], 2017, vol. 5, No. 8, p. 1131-1140
- [5] Caicedo, Anny Johana; Aguilar, Patricia. "Determinación del tiempo de recobro al fotoestrés mediante el test de deslumbramiento en pacientes diabéticos tipo II y pacientes sanos." *Ciencia & Tecnología para la Salud Visual y Ocular* [en línea], 2010, vol. 8, No. 2, p. 43-49.
- [6] Loughman, James et al. "Macular pigment and its contribution to visual performance and experience." *Journal of Optometry* [en línea], 2010, vol. 3, p. 74-90
- [7] M. Putnam, Christopher; J. Bassi, Carl. "Macular pigment spatial distribution effects on glare disability." *Journal of Optometry* [en línea], 2015, vol. 8, p. 258-265
- [8] G.S, Rubin et al. "Visual impairment and disability in older adults." *Optometry & Vision Science*, 1994, vol. 71, p. 750–760.
- [9] G.S, Rubin; W. J, Stark. "Current status of contrast sensitivity and glare testing in evaluation of the cataract patient." *Ophthalmology Clinics of North America*, 1995, vol. 8, p.539-546.
- [10] Hamedani, Mehran; Dulley, Barbara; Murdoch, Ian. "Glaucoma and glare." *Eye* [en línea], 2020.
- [11] Wahl, Siegfried et al. "Disability glare in soft multifocal contact lenses." *Contact Lens and Anterior Eye* [en línea], 2018, vol. 41, p. 175-179.
- [12] C. Puell, María et al. "Contrast sensitivity and disability glare in patients with dry eye." *Acta Ophthalmologica Scandinavica* [en línea], 2006, vol. 84, p. 527-531.
- [13] B. Elliott, David; A. Bullimore, Mark. "Assessing the Reliability, Discriminative Ability, and Validity of Disability Glare Tests." *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [en línea], 1993, vol. 34, No. 1, p. 108-119.
- [14] Ávila, F. et al. "Wide-field direct ocular straylight meter" *Opt. Express* [en línea], 2020, vol. 28, No. 8, p. 11237-11242.

[15] Instruments PCE, Ibérica PCE, Marcoleta A Lo. Instrucciones de uso Luxómetro PCE-174. 2016, p. 1-10.

[16] Ginis, H. et al. "The wide-angle point spread function of the human eye reconstructed by a new optical method" *Journal of Vision* [en línea], 2012, vol. 12, No. 3, p. 1-10.

ANEXO I

Tablas de p-valores según el campo angular en el que fueron medidos los contrastes.

CAMPO ANGULAR 1	C1	C2	C3	C4	C5
C1	1	0,002	<0,001	< 0,001	< 0,001
C2	0,002	1	0,088	0,003	< 0,001
C3	< 0,001	0,088	1	0,142	< 0,001
C4	< 0,001	0,003	0,142	1	0,077
C5	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,077	1

CAMPO ANGULAR 2	C1	C2	C3	C4	C5
C1	1	0,011	<0,001	<0,001	< 0,001
C2	0,011	1	0,02	< 0,001	< 0,001
C3	< 0,001	0,02	1	0,305	0,003
C4	< 0,001	< 0,001	0,305	1	0,028
C5	< 0,001	< 0,001	0,003	0,028	1

CAMPO ANGULAR 3	C1	C2	C3	C4	C5
C1	1	0,016	< 0,001	< 0,001	< 0,001
C2	0,016	1	0,018	< 0,001	< 0,001
C3	< 0,001	0,018	1	0,045	< 0,001
C4	< 0,001	< 0,001	0,045	1	0,029
C5	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,029	1

CAMPO ANGULAR 4	C1	C2	C3	C4	C5
C1	1	0,003	< 0,001	< 0,001	< 0,001
C2	0,003	1	0,045	< 0,001	< 0,001
C3	< 0,001	0,045	1	0,009	< 0,001
C4	< 0,001	< 0,001	0,009	1	0,007
C5	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,007	1

CAMPO ANGULAR 5	C1	C2	C3	C4	C5
C1	1	0,005	< 0,001	< 0,001	< 0,001
C2	0,005	1	0,045	< 0,001	< 0,001
C3	< 0,001	0,045	1	0,011	< 0,001
C4	< 0,001	< 0,001	0,011	1	< 0,001
C5	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	1

ANEXO II

Tablas de p-valores según el contraste en el que fueron medidos los campos angulares.

CONTRASTE 1	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$
$\alpha 1$	1	0,458	0,363	0,549	0,154
$\alpha 2$	0,458	1	0,908	0,885	0,343
$\alpha 3$	0,363	0,908	1	0,834	0,421
$\alpha 4$	0,549	0,885	0,834	1	0,35
$\alpha 5$	0,154	0,343	0,421	0,35	1

CONTRASTE 2	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$
$\alpha 1$	1	0,897	0,649	0,921	0,738
$\alpha 2$	0,897	1	0,822	0,859	0,507
$\alpha 3$	0,649	0,822	1	0,75	0,296
$\alpha 4$	0,921	0,859	0,75	1	0,465
$\alpha 5$	0,738	0,507	0,296	0,465	1

CONTRASTE 3	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$
$\alpha 1$	1	0,6	0,802	0,708	0,925
$\alpha 2$	0,6	1	0,564	0,414	0,6
$\alpha 3$	0,802	0,564	1	0,777	0,614
$\alpha 4$	0,708	0,414	0,777	1	0,658
$\alpha 5$	0,925	0,6	0,614	0,658	1

CONTRASTE 4	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$
$\alpha 1$	1	0,989	0,819	0,972	0,924
$\alpha 2$	0,989	1	0,953	0,762	0,694
$\alpha 3$	0,819	0,953	1	0,665	0,583
$\alpha 4$	0,972	0,762	0,665	1	0,968
$\alpha 5$	0,924	0,694	0,583	0,968	1

CONTRASTE 5	$\alpha 1$	$\alpha 2$	$\alpha 3$	$\alpha 4$	$\alpha 5$
$\alpha 1$	1	0,929	0,473	0,682	0,871
$\alpha 2$	0,929	1	0,522	0,881	0,681
$\alpha 3$	0,473	0,522	1	0,428	0,182
$\alpha 4$	0,682	0,881	0,428	1	0,401
$\alpha 5$	0,871	0,681	0,182	0,401	1