



Universidad de Valladolid



PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS  
DE LA VISIÓN

TESIS DOCTORAL:

**ANÁLISIS DEL EFECTO DE LA COMPOSICIÓN  
ESPECTRAL DEL ILUMINANTE SOBRE  
DISTINTAS CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA  
VISUAL HUMANO EN EL RANGO MESÓPICO**

**ANALYSIS OF THE EFFECT OF THE SPECTRAL POWER  
DISTRIBUTION OF ILLUMINANTS ON VISUAL  
PERFORMANCE IN THE MESOPIC ILLUMINATION  
RANGE**

Presentada por Eduardo García Vicente para  
optar al grado de  
Doctor por la Universidad de Valladolid

Dirigida por:

Cristina Beatriz Martínez Matesanz

Isabel Arranz de la Fuente





|           |  |      |
|-----------|--|------|
|           | <i>Transmittance of the ocular media</i>           |      |
| 1.1.1.4   | Catarata senil                                     | p.26 |
|           | <i>Age-related cataract</i>                        |      |
| 1.1.1.5   | Scattering intraocular                             | p.27 |
|           | <i>Intraocular scattering</i>                      |      |
| 1.1.2     | Fundamentos neurofisiológicos                      | p.29 |
|           | <i>Neurophysiological basics</i>                   |      |
| 1.1.2.1   | Anatomía básica de la retina                       | p.30 |
|           | <i>Basic Anatomy of the Retina</i>                 |      |
| 1.1.2.2   | Interacciones entre conos y bastones               | p.41 |
|           | <i>Interaction of cones and rods</i>               |      |
| 1.1.3     | Procesos de adaptación visual                      | p.43 |
|           | <i>Processes of visual adaptation</i>              |      |
| 1.1.3.1   | Niveles de iluminación                             | p.41 |
|           | <i>Illumination levels</i>                         |      |
| 1.1.3.2   | Procesos de adaptación                             | p.44 |
|           | <i>Processes of adaptation</i>                     |      |
| 1.1.3.2.1 | Adaptación a la oscuridad                          | p.44 |
|           | <i>Dark adaptation</i>                             |      |
| 1.1.3.2.2 | Adaptación a la iluminación                        | p.45 |
|           | <i>Light adaptation</i>                            |      |
| 1.1.3.2.3 | Adaptación al contraste y ganancia de<br>contraste | p.50 |
|           | <i>Contrast adaptation and contrast gain</i>       |      |
| 1.2       | Radiometría y fotometría                           | p.62 |
|           | <i>Radiometry and photometry</i>                   |      |
| 1.2.1     | Magnitudes radiométricas                           | p.62 |

|  |      |
|--|------|
| <i>Radiometric magnitudes</i>                    |      |
| 1.2.1.1 Fuente extensa                           | p.63 |
| <i>Extended source</i>                           |      |
| 1.2.1.2 Superficie receptora                     | p.63 |
| <i>Receiving surface</i>                         |      |
| 1.2.2 Magnitudes fotométricas                    | p.64 |
| <i>Photometry magnitudes</i>                     |      |
| 1.2.2.1 Fuente extensa                           | p.65 |
| <i>Extended source</i>                           |      |
| 1.2.2.2 Superficie receptora                     | p.66 |
| <i>Receiving surface</i>                         |      |
| 1.2.2.3 Iluminación retiniana                    | p.67 |
| <i>Retinal illumination</i>                      |      |
| 1.2.2.4 Efecto Stiles-Crawford                   | p.70 |
| <i>Stiles-Crawford effect</i>                    |      |
| 1.2.3 Fuentes de luz                             | p.70 |
| <i>Light sources</i>                             |      |
| 1.2.3.1 Cuerpo negro                             | p.71 |
| <i>Dark body</i>                                 |      |
| 1.2.3.2 Tipos de fuentes de luz                  | p.72 |
| <i>Types of light sources</i>                    |      |
| 1.2.4 Sensibilidad espectral sistema visual      | p.74 |
| <i>Spectral sensitivity of the visual system</i> |      |
| 1.2.4.1 Curva de sensibilidad fotópica           | p.74 |
| <i>Photopic sensitivity curve</i>                |      |
| 1.2.4.2 Curva de sensibilidad escotópica         | p.77 |
| <i>Scotopic sensitivity curve</i>                |      |

|  |       |
|--|-------|
| 1.2.5 Fotometría mesópica y conducción nocturna                        | p. 77 |
| <i>Mesopic photometry and night driving</i>                            |       |
| 1.2.5.1 Nivel de iluminación en carreteras y datos de siniestralidad   | p.77  |
| <i>Road lighting levels and data on accident rate</i>                  |       |
| 1.2.5.2 Rendimiento visual durante la conducción nocturna              | p.78  |
| <i>Visual performance during night driving</i>                         |       |
| 1.2.5.3 Implementación de la fotometría mesópica en iluminación urbana | P.79  |
| <i>Implementation of mesopic photometry in urban lighting</i>          |       |
| 1.2.5.4 Primeros modelos de fotometría mesópica: modelos USP y MOVE    | p.80  |
| <i>First models of mesopic photometry: USP and MOVE models</i>         |       |
| 1.2.5.5 Modelo de fotometría mesópica MES2                             | p.81  |
| <i>MES2 mesopic photometry system</i>                                  |       |
| 1.3 Metodología psicofísica  | p.83  |
| <i>Psychophysical procedures</i>                                       |       |

**Bloque I:** Influencia del iluminante vial y la transmitancia ocular en el rendimiento visual bajo condiciones de iluminación mesópica.

Block I: Influence of urban illuminant and ocular transmittance on visual performance under mesopic lighting conditions.

## **Capítulo 2.** Dispositivo experimental

### *Chapter 2. Experimental set-up.*

|                 |      |
|-----------------|------|
| 2.1 Descripción | p.87 |
|-----------------|------|

|   |       |
|---|-------|
| <i>Description</i>                            |       |
| 2.2 Fuentes de luz                            | p.94  |
| <i>Light sources</i>                          |       |
| 2.3 Calibración filtros densidad neutra       | p.97  |
| <i>Calibration of neutral density filters</i> |       |
| 2.4 Posicionamiento y centrado observador     | p.99  |
| <i>Positioning and observer centering</i>     |       |
| 2.5 Conclusiones                              | p.101 |
| <i>Conclusions</i>                            |       |

**Capítulo 3.** Experimento 1. Contraste umbral: Influencia de la distribución espectral del iluminante, la edad, la luminancia y la fotometría.

*Chapter 3. Experiment 1. Contrast threshold: influence of the spectral power distribution of the illuminant, age, luminance and photometry.*

|                       |       |
|-----------------------|-------|
| 3.1 Introducción      | p.103 |
| <i>Introduction</i>   |       |
| 3.2 Experimento 1.a   |       |
| <i>Experiment 1.a</i> |       |
| 3.2.1 Metodología     | p.105 |
| <i>Methodology</i>    |       |
| 3.2.2 Resultados      | p.107 |
| <i>Results</i>        |       |
| 3.3 Experimento 1.b   |       |
| <i>Experiment 1.b</i> |       |
| 3.4.1 Metodología     | p.112 |
| <i>Methodology</i>    |       |
| 3.4.2 Resultados      | p.114 |
| <i>Results</i>        |       |
| 3.4 Discusión         | p.118 |

*Discussion*

|                  |       |
|------------------|-------|
| 3.5 Conclusiones | p.123 |
|------------------|-------|

*Conclusions*

**Capítulo 4.** Experimento 2: Contraste umbral y tiempo de reacción visual: Influencia de la distribución espectral del iluminante y la implantación de lentes intraoculares con y sin filtro para el bloqueo de longitudes de onda corta.

*Chapter 4. Experiment 2: Contrast threshold and visual reaction time: influence of the spectral power distribution of the urban illuminant and the implantation of intraocular lenses with and without filter for blocking short wavelengths.*

|                  |       |
|------------------|-------|
| 4.1 Introducción | p.127 |
|------------------|-------|

*Introduction*

|                 |       |
|-----------------|-------|
| 4.2 Metodología | p.130 |
|-----------------|-------|

*Methodology*

|                |       |
|----------------|-------|
| 4.3 Resultados | p.133 |
|----------------|-------|

*Results*

|               |       |
|---------------|-------|
| 4.4 Discusión | p.144 |
|---------------|-------|

*Discussion*

|                  |       |
|------------------|-------|
| 4.5 Conclusiones | p.149 |
|------------------|-------|

*Conclusions*

**Capítulo 5.** Experimento 3: Tiempo de reacción y ganancia de contraste: Influencia de la distribución espectral del iluminante.

*Chapter 5. Experiment 3: Reaction time and contrast gain: influence of the spectral power distribution of urban illuminants.*

|                  |       |
|------------------|-------|
| 5.1 Introducción | p.151 |
|------------------|-------|

*Introduction*

|                 |       |
|-----------------|-------|
| 5.2 Metodología | p.153 |
|-----------------|-------|

*Methodology*

|                |       |
|----------------|-------|
| 5.3 Resultados | p.155 |
|----------------|-------|

*Results*

|               |       |
|---------------|-------|
| 5.4 Discusión | p.158 |
|---------------|-------|

|                    |       |
|--------------------|-------|
| <i>Discussion</i>  |       |
| 5.5 Conclusiones   | p.162 |
| <i>Conclusions</i> |       |

**Bloque II:** Puesta a punto de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios.

*Block II: Setting up a two-channel and four-primaries photostimulator.*

**Capítulo 6.** Dispositivo experimental

Chapter 6. Experimental set-up.

|                 |       |
|-----------------|-------|
| 6.1 Descripción | p.166 |
|-----------------|-------|

*Description*

|                                 |       |
|---------------------------------|-------|
| 6.1.1 Solapamiento de los haces | p.169 |
|---------------------------------|-------|

*Beams overlap*

|                           |       |
|---------------------------|-------|
| 6.1.2 Agujero estenopeico | p.171 |
|---------------------------|-------|

*Pinhole*

|                               |       |
|-------------------------------|-------|
| 6.1.3 Posición del observador | p.171 |
|-------------------------------|-------|

*Observer position*

|                        |       |
|------------------------|-------|
| 6.2 Calibración física | p.174 |
|------------------------|-------|

*Physical calibration*

|                             |       |
|-----------------------------|-------|
| 6.2.1 Medida de estabilidad | p.175 |
|-----------------------------|-------|

*Stability measurement*

|                            |       |
|----------------------------|-------|
| 6.2.2 Medida de linealidad | p.177 |
|----------------------------|-------|

*Linearity measurement*

|                           |       |
|---------------------------|-------|
| 6.2.3 Brightness matching | p.179 |
|---------------------------|-------|

|   |       |
|---|-------|
| 6.3 Verificación del dispositivo experimental | p.180 |
|---|-------|

*Verification of the experimental set-up*

|                    |       |
|--------------------|-------|
| 6.3.1 Ley de Weber | p.181 |
|--------------------|-------|

*Weber's law*

|  |       |
|--|-------|
| 6.3.2 Ley de Piéron  | p.182 |
| <i>Piéron's law</i>  |       |
| 6.3.3 Reproducción del experimento de Viikari et al. (2006)    | p.183 |
| <i>Reproduction of the experiment of Viikari et al. (2006)</i> |       |
| 6.4 Conclusiones   | p.186 |
| <i>Conclusions</i>   |       |
| <b>Capítulo 7. Summary in English</b>                          |       |
| 7.1 Introduction   | p.189 |
| 7.2 Hypothesis   | p.193 |
| 7.3 Objectives   | p.194 |
| 7.4 Methodology  | p.195 |
| 7.5 Results  | p.204 |
| <b>Conclusiones</b>  | p.212 |
| <i>Conclusions</i>   |       |
| <b>Líneas futuras</b>  | p.216 |
| <i>Future research</i>   |       |
| <b>Bibliografía</b>  | p.218 |
| <i>Bibliography</i>  |       |
| <b>Anexo I: Aprobación Comité Ético</b>                        | p.239 |
| <i>Annex I: Approval of the Ethics Committee</i>               |       |
| <b>Anexo II: Consentimiento Informado</b>                      | p.241 |
| <i>Annex II: Informed consent</i>                              |       |
| <b>Anexo III: Artículo Científico</b>                          | p.243 |

## Abreviaturas

BS: Beam Splitter (Separador de haces)

C: Contraste de Weber

CIE: Commission Internationale de l'Éclairage (Comisión Internacional de Iluminación)

$C_m$ : Contraste mesópico

cpg: ciclos por grado

CU: Contraste Umbral

$CU_m$ : Contraste Umbral mesópico

D: Diafragma

$D_m$ : Densidad Media

E: Espejo

EM: Edad Media

EPR: Epitelio Pigmentario de la Retina

ETDRS: Early Treatment Diabetic Reinopathy Study

F: Filtro de Densidad Neutra

GC: Ganancia de contraste

HPS: High Pressure Sodium (Sodio de Alta Presión)

J: Jóvenes

KC: Koniocelular

L: Lente

$L_b$ : Luminancia de fondo o campo de adaptación

LED: Light Emitting Diode (diodo emisor de luz)

LIO: Lente Intraocular

LIO-FA: Lente Intraocular con Filtro Amarillo

LIO-SFA: Lente Intraocular Sin Filtro Amarillo

LOCS: Lens Opacity Classification System (Sistema de Clasificación de Opacidades del Cristalino)

log: logaritmo

$L_t$ : Luminancia del test

M: Mayores

MAR: Mínimo Ángulo de Resolución

MC: Magnocelular

MH: Metal Halide (Halogenuros metálicos)

NGL: Núcleo Geniculado Lateral

NIST: National Institute of Standards and Technology (Instituto Nacional de Normas y Tecnología)

Ob: Obturador

Osc: Osciloscopio

PC: Parvocelular

PH: Fotodiodo

PMMA: Polimetacrilato de metilo

Ratio-S/P: Ratio Scotopic / Photopic (Escotópico / Fotópico)

SPD: Spectral Power Distribution (Distribución Espectral de Irradiancia)

T: Transmitancia

TCC: Temperatura de Color Correlacionada

Td: Troland fotópico

TFE: Test de Fijación Foveal

TFF: Test de Fijación Excéntrica

TFG: Trabajo Fin de Grado

TRV: Tiempo de Reacción Visual

UV: Ultravioleta

$V(\lambda)$ : Curva de eficiencia luminosa espectral fotópica

$V'(\lambda)$ ; Curva de eficiencia luminosa espectral escotópica

$\Delta L$ : Luminancia del estímulo

$\lambda$ : Longitud de onda

## Introducción

En la memoria que aquí se presenta se defiende el trabajo llevado a cabo en la tesis doctoral realizada durante los últimos 4 años en el Grupo de Investigación Reconocido de Técnicas Ópticas de Diagnóstico de la Universidad de Valladolid. Dentro de este grupo, el de Iluminación y Visión, caracterizado por su naturaleza multidisciplinar, ha desarrollado su trabajo en el campo de la psicofísica visual. A este grupo pertenecen los directores de esta tesis, la Dra. Cristina Beatriz Martínez Matesanz y la Dra. Isabel Arranz de la Fuente. Del mismo modo, el tutor de esta tesis, el Dr. David Galarreta Mira ha colaborado estrechamente con el grupo durante los últimos años.

El objetivo de este trabajo ha sido analizar el rendimiento visual mediante la medida psicofísica de tareas visuales representativas de la conducción nocturna. Bajo estas condiciones el número de accidentes de tráfico está relacionado con cambios en el rendimiento visual como resultado de la reducción en el nivel de iluminación y el contraste de la escena. Esta limitación podría explicar el incremento en la tasa de mortalidad en accidentes de tráfico durante la noche, debido a la relación existente entre la visión y la conducción. En estas condiciones, la sensibilidad del sistema visual la definen la actividad conjunta de conos y bastones, cuya interacción dificulta el estudio de diversos factores sobre el rendimiento visual del conductor, que a su vez se dividen en factores externos e internos. Entre los más relevantes, los factores externos incluyen el nivel de iluminación y el tipo de lámpara empleada como iluminante público; los factores internos incluyen el envejecimiento ocular y la presencia de patologías oculares.

En cuanto al nivel de iluminación, su reducción limita las capacidades visuales y es responsable de una influencia variable de otros factores, como el tipo de iluminante empleado. En referencia al tipo de iluminante, a pesar de la persistencia de iluminantes tradicionales, como las lámparas de sodio de alta presión y halogenuros metálicos, las ventajas de la tecnología LED son responsables de su creciente implantación.

Ambos factores anteriormente descritos afectan a las capacidades visuales en distinto grado dependiendo del estado de los medios oculares. Aunque el efecto del envejecimiento fisiológico ocular se ha estudiado en la literatura, se desconoce su interacción con el nivel de iluminación y el tipo de iluminante. Y es que el envejecimiento ocular adquiere trascendencia por el aumento de conductores dentro de este sector de la población, el incremento en la esperanza de vida y la autonomía. De ahí que debido al alto número de conductores de edad avanzada, el estudio de la interacción entre los factores antes mencionados y el desarrollo de catarata senil, considerada la patología ocular senil más prevalente, es de enorme interés. Por consiguiente, también lo es el efecto de la cirugía de cataratas e implante de una lente

intraocular de cámara posterior en el rendimiento visual. Entre las distintas lentes disponibles, existe debate sobre la inclusión de filtros para la luz azul en las mismas, al no concluir la literatura si afectan de forma adversa a la fotorrecepción y fotoprotección. En esta tesis se recoge una comparación entre lentes intraoculares con y sin filtro para la luz azul en la que se analiza su efecto en el rendimiento visual en condiciones típicas de la conducción nocturna.

En resumen, esta memoria pretende comprender y arrojar conclusiones firmes sobre el comportamiento visual, en base al análisis de la interacción de diversos factores, en condiciones representativas de la conducción nocturna que han sido fielmente reproducidas en los dos dispositivos experimentales empleados.

El laboratorio de Radiometría, donde el grupo desempeña su labor científica, cuenta con dos dispositivos experimentales desarrollados por los propios integrantes. El primero de los dispositivos ha permitido llevar a cabo múltiples experimentos y desarrollar tesis doctorales, como la que aquí se presenta y que se detallará en la presente memoria. Entre los iluminantes comúnmente usados en el alumbrado de vías urbanas e interurbanas, destacan las lámparas de sodio de alta presión y halogenuros metálicos, empleadas como fuente de luz en el primer dispositivo experimental desarrollado por la Dra. Cristina Beatriz Martínez Matesanz. Por otro lado, el rápido desarrollo de la tecnología LED y sus múltiples ventajas, como un control más preciso del nivel de iluminación y la temperatura de color que proporcionan, justifican la creciente sustitución, aunque no completa, de los iluminantes tradicionales. Este desarrollo ha motivado el empleo del segundo dispositivo experimental mencionado, basado en iluminación LED, para el estudio del sistema visual. Se trata de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios, que ha sido calibrado físicamente y verificado psicofísicamente en la última etapa del doctorado y recientemente ha dado lugar a los primeros resultados de relevancia científica. En cuanto a la metodología empleada, en los experimentos realizados en esta tesis, la evaluación del rendimiento visual se realiza casi en exclusiva en visión excéntrica, dada su relevancia en la conducción nocturna en tareas como la detección y reacción frente a obstáculos. La detección y respuesta son tareas visuales ampliamente analizadas en disciplinas relacionadas con la visión y que se ven enormemente afectadas por los factores externos e internos antes mencionados. Por último, la ganancia de contraste se estima a partir de la medida del tiempo de reacción en función del contraste del estímulo.

La secuencia lógica de esta tesis doctoral se divide en 5 etapas diferentes, que corresponden con los capítulos experimentales que a continuación se resumen. Tras una revisión bibliográfica sobre el estado del arte de los factores ya mencionados y su efecto en el sistema visual, se modificó el dispositivo experimental existente para cubrir las necesidades experimentales de los trabajos desarrollados. De esta forma, un primer experimento inicial, a su vez dividido en dos experimentos diferentes, pretende

analizar la influencia de la interacción entre los factores que definen la conducción nocturna. Por consiguiente, se definen aquellos con una mayor repercusión en la tarea de conducción. De las conclusiones de este primer conjunto de experimentos deriva la relevancia del tipo de iluminante y el envejecimiento ocular en el comportamiento del sistema visual. Un segundo experimento, quizás el más relevante y compacto de los realizados en esta tesis doctoral, ha aportado a la comunidad científica conclusiones relevantes sobre la conducta visual durante la conducción nocturna. El tercer y último experimento ha completado el estudio de las capacidades visuales antes citadas analizando la influencia de la interacción entre el contraste y el tipo de iluminante sobre el tiempo de reacción visual. Además, se estudia el posible efecto de la composición espectral sobre el mecanismo rápido de adaptación al contraste conocido como ganancia de contraste. Por último, y con el objetivo de analizar los factores nombrados interaccionan con el espectro de los cada vez más comunes sistemas de iluminación LED, se ha llevado a cabo la puesta a punto de fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios.

El capítulo 1 presenta un marco teórico con los conceptos necesarios para la comprensión de los capítulos posteriores y la justificación de los resultados obtenidos.

El capítulo 2 recoge la descripción del primer dispositivo experimental empleado, así como la actualización del software necesaria para la incorporación de un pulsador que permite la medida del tiempo de reacción visual.

El capítulo 3 detalla dos experimentos diferentes en los que se estudia el contraste umbral de detección. En un primer experimento piloto se revelan, en 3 grupos de sujetos de diferente edad, cuáles son aquellos factores más significativos en el rendimiento visual. Se analiza la excentricidad retiniana, el nivel de iluminación y el tipo de fotometría empleado para su cálculo, el tipo de iluminante y la edad. En un segundo experimento, con un mayor número de sujetos participantes, se busca incrementar la relevancia estadística de las conclusiones significativas obtenidas en el primer experimento. Los factores analizados son la edad, el tipo de iluminante y el sistema de fotometría.

El capítulo 4 analiza la influencia del envejecimiento ocular y el desarrollo de cataratas, así como su interacción con el tipo de iluminante y el nivel de iluminación, en el contraste umbral y el tiempo de reacción visual. Además, se estudia como las distintas propiedades de transmitancia espectral de lentes intraoculares con y sin filtro para la luz azul influyen en el efecto del tipo de iluminante en ambas tareas visuales.

El capítulo 5 muestra los resultados de un estudio detallado del efecto del tipo de lámpara y el contraste en el tiempo de reacción visual y el mecanismo de ganancia de contraste.

El capítulo 6 describe la puesta a punto de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios, se ha procedido a su calibración física, psicofísica y verificación para su futuro empleo en medidas psicofísicas.

## **Hipótesis**

La influencia de la composición espectral de los iluminantes viales sobre el rendimiento visual viene definido por la sensibilidad espectral de los fotorreceptores retinianos.

El efecto de la composición espectral en las capacidades de detección y respuesta varía en función de la transmitancia de los medios oculares, la excentricidad retiniana y el nivel de iluminación.

La transmitancia de los distintos tipos de lentes intraoculares implantadas tras la cirugía de cataratas interacciona con la composición espectral de los iluminantes viales, afectando al rendimiento visual.

La efectividad del mecanismo de ganancia de contraste varía en función de la composición espectral de los iluminantes viales.



## Objetivos

### Objetivo general

Analizar y comprender el efecto de la composición espectral de iluminantes viales en el rendimiento visual para distintas condiciones de transmitancia ocular, en visión excéntrica y niveles de iluminación mesópicos.

### Objetivos específicos

1. Analizar el efecto de la composición espectral de dos iluminantes viales en el contraste umbral de detección para observadores de distinta edad.
2. Determinar la influencia del sistema de fotometría aplicado para la medida de la luminancia en el contraste umbral en observadores de distinta edad, empleando dos iluminantes viales.
3. Estudiar el efecto de la interacción entre la composición espectral de dos iluminantes viales y la transmitancia de lentes intraoculares con y sin filtro para longitudes de onda corta sobre el contraste umbral y el tiempo de reacción visual. Además, analizar el efecto de la presencia de cataratas en ambas tareas visuales.
4. Definir el grado de influencia de la composición espectral de iluminantes viales habituales en el tiempo de reacción visual para diferentes contrastes, por un lado, y en el mecanismo de ganancia de contraste, por otro, en un grupo de sujetos jóvenes.
5. Llevar a cabo la calibración y puesta a punto de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios para la realización de medidas psicofísicas en condiciones de iluminación mesópicas y empleando LEDs como sistema de iluminación.



## **Marco teórico**

El primer capítulo de esta memoria presenta el estado del arte y la base teórica que fundamentan y justifican la realización de los experimentos desarrollados. En primer lugar se abordan los aspectos básicos relacionados con la percepción visual, los fundamentos de radiometría y fotometría a continuación y, para terminar, la metodología psicofísica básica.

## 1.1 Percepción Visual

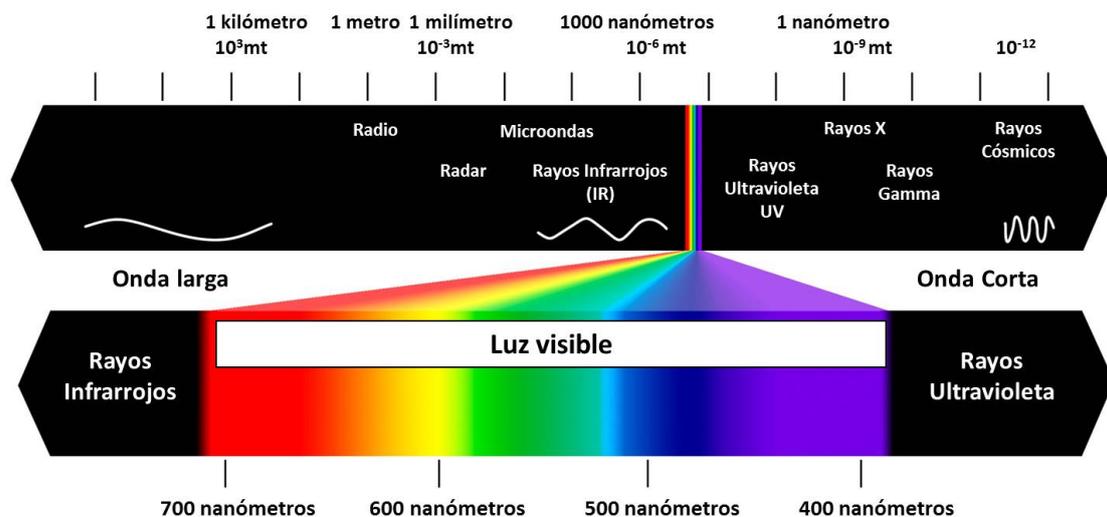
En el primer apartado del marco teórico se desarrollan los aspectos más significativos de la función visual, describiendo la óptica de los medios oculares y el efecto del envejecimiento ocular. También conceptos neurofisiológicos del procesado visual, diferenciando entre las vías de procesado de la información y sus interacciones. Por último, se detallan los procesos de adaptación visual, incluyendo la adaptación a la oscuridad, a la luz y al contraste. En este último caso, y por tratarse de un mecanismo de adaptación al contraste estudiado en esta tesis, se profundiza en el funcionamiento de la ganancia de contraste (GC).

### 1.1.1 Fundamentos ópticos

La visión es un proceso complejo de múltiples etapas. El sistema óptico ocular está formado por los dioptrios oculares, que corresponden a la córnea y el cristalino, y los medios oculares transparentes, humor acuoso y humor vítreo. La córnea proporciona  $2/3$  partes de la potencia refractiva del sistema visual debido principalmente al cambio en el índice de refracción aire-córnea y a su forma de menisco convergente. Posteriormente, el iris actúa como un diafragma de diámetro variable que regula la cantidad de luz que llega a la retina. Su variación en función del nivel de iluminación permite controlar la cantidad de luz que posteriormente define la imagen retiniana, definiendo su calidad al relacionarse directamente con el fenómeno de difracción, las aberraciones y la profundidad de foco. A continuación, el cristalino constituye el segundo dioptrio ocular del sistema visual, aportando  $1/3$  parte de la potencia refractiva total. Un valor de potencia variable debido a su capacidad de acomodación, que permite el enfoque de objetos cercanos, no situados en el infinito óptico. Por último, la retina es el tejido fotosensible encargado de convertir la luz en una señal nerviosa que se transmite, a través del nervio óptico, hasta el cerebro. El ojo como sistema óptico recoge la luz reflejada o emitida por los objetos y la focaliza en la retina, formando la imagen retiniana. En un ojo emélope y en ausencia de acomodación, el infinito óptico está conjugado con la retina, por lo que la imagen de un objeto situado en el infinito óptico se formará de manera nítida en la retina. En el caso de un objeto próximo, la imagen retiniana es borrosa y es necesario el proceso de acomodación del cristalino para focalizar la imagen de dicho objeto en el plano retiniano. Por tratarse de un sistema óptico, la resolución del sistema visual está limitada, principalmente por factores físicos y fisiológicos. Destaca el fenómeno de difracción y la presencia de aberraciones ópticas, que a su vez se clasifican en monocromáticas, entre las que se incluyen el coma y la aberración esférica, y cromáticas, que se deben a la dispersión de la luz. Y es por su naturaleza, sus propiedades y el efecto de las mismas sobre la percepción visual, que es necesario abordar en primer lugar la interacción entre la radiación electromagnética y los distintos medios oculares.

### 1.1.1.1 Percepción. Espectro electromagnético y espectro visible.

Antes de ahondar en el proceso de la percepción visual, es necesario definir el espectro electromagnético. La radiación electromagnética está formada por la combinación de campos eléctricos y magnéticos, propagándose ambos a través del espacio en forma de ondas sin la necesidad de un medio material. Su comportamiento depende de la longitud de onda y su energía, definiéndose un espectro. Dicho espectro se diferencia en distintas regiones en función de la longitud de onda, que a su vez corresponde a la inversa de la frecuencia. Tanto la longitud de onda o frecuencia de emisión depende de la temperatura a la que se encuentren, correspondiendo valores de mayor energía a altas frecuencias o bajas longitudes de onda. En el extremo derecho de la figura 1.1 se encuentran las ondas de radio, con frecuencias del rango de cientos o miles de kilohertzios. Al avanzar en el espectro, la longitud de onda disminuye, lo que equivale a un incremento en la frecuencia y energía de la radiación, hasta llegar a los rayos gamma y los rayos cósmicos del extremo izquierdo de la figura 1.1. La atmósfera filtra de forma natural estas radiaciones, ya que de no ser así, su alta energía sería enormemente perjudicial para la salud. Entre la radiación infrarroja y la radiación ultravioleta se define el espectro visible.



**Figura 1.1.** Regiones del espectro electromagnético en función de la longitud de onda de la radiación. Intervalo del rango de radiaciones visibles. *Extraído de <http://isxclarkx300.blogspot.com/2016/08/llama-espectro-visible-la-region-del.html>.*

El espectro visible es la región del espectro electromagnético perceptible por el ojo humano (figura 1.1). A la radiación electromagnética en este rango de longitudes de onda se le llama luz visible, abarcando aproximadamente entre 380 nm y 780 nm. Si bien en la práctica y en esta tesis, se considera el intervalo de 400 nm a 700 nm. Aunque todas las longitudes de onda del espectro son relevantes en la función visual, en esta memoria nos centramos en la porción de longitudes de onda corta, correspondiente a la luz azul. La luz azul es altamente energética, según la ley de

Planck, y sus efectos a nivel ocular y visual cobran importancia en los experimentos de esta tesis.

### 1.1.1.2 Luz azul

La luz azul hace referencia al rango de radiaciones electromagnéticas situado entre los 440 nm y 500 nm (Mainster 2005). Las longitudes de onda corta afectan no solo a la fotorrecepción, también a la fotoprotección. El primer término engloba el conjunto de procesos que intervienen en la captación de fotones por parte de los fotorreceptores. El segundo término implica aquellos procesos, tanto de origen visual como externos al sistema ocular, que determinan el nivel de protección frente a radiación de alta energía, como es el caso de la luz azul. De manera que en términos de fotorrecepción, la luz azul es responsable del 45% de la excitación de los bastones y del 94% de la excitación de los conos S (Mainster, 2010). Sin embargo, también es responsable de la pérdida de calidad de la imagen retiniana debido a las aberraciones y un mayor efecto del fenómeno conocido como *scattering* intraocular (Li, 2016). Éste último aspecto es especialmente relevante ante la presencia de medios oculares no transparentes, como es el caso de personas mayores y que se detallará posteriormente. En cuanto a la fotoprotección, se definen distintos tipos de daños inducidos por la luz. El daño de tipo I se produce por una exposición prolongada a un nivel de iluminación bajo, con alto contenido en longitudes de onda corta (Noell et al., 1966). El pico del espectro de acción del daño de tipo I se asemeja a la función de sensibilidad espectral escotópica, lo que sugiere que dicho daño pueda estar mediado por la absorción de fotones por parte de la rodopsina (Remé, 2005). El daño de tipo II o daño foto-oxidativo se produce por una exposición breve a un nivel de iluminación alto (Ham et al., 1976, 1979, 1980). El pico del espectro de acción del daño de tipo II se encuentra en el rango de longitudes de onda corta del espectro visible, disminuyendo su toxicidad al aumentar la longitud de onda. En este caso, el daño está mediado por ftopigmentos y por la formación de desechos oxidativos, generados tras la absorción de fotones por parte de cromóforos, como la lipofuscina, en presencia de oxígeno (Cuthbertson et al., 2009). La lipofuscina tiene su pico de máxima excitación aproximadamente en 430 nm, por lo que su acción se incrementa en presencia de luz violeta y azul (Sparrow et al., 2000).

### 1.1.1.3 Transmitancia de los medios oculares

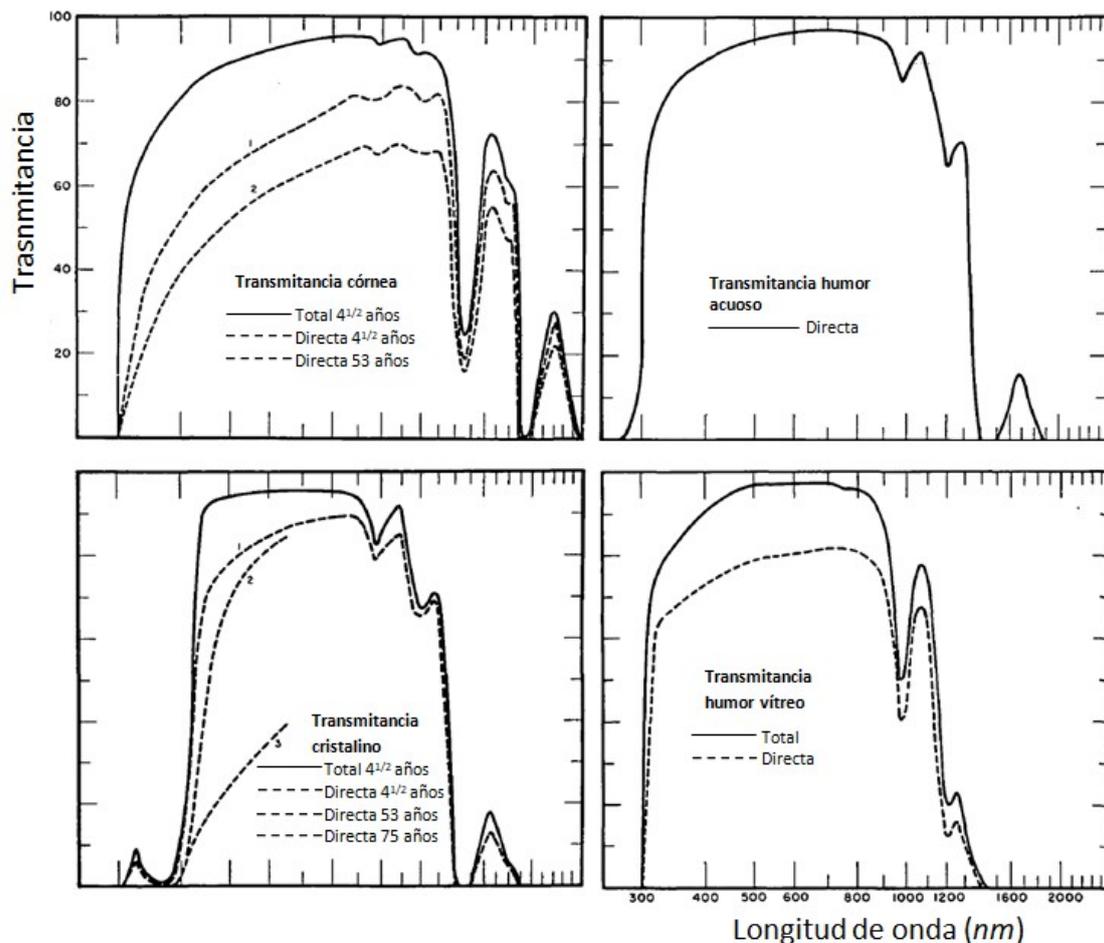
Para abordar las propiedades de transmisión de los medios oculares es necesario diferenciar entre dos tipos de transmitancia, la total y la directa. Aunque ambas se calculan para ángulos centrados respecto al eje óptico, la primera considera toda la radiación incidente para un ángulo de apertura próximo a los 180°; mientras que la segunda tiene en cuenta un ángulo de apertura de 1°. En el caso de la transmitancia total, se incluyen fenómenos de absorción, reflexión y dispersión ocular, pero no en la directa. A continuación se van a explicar los valores de transmitancia de los distintos medios oculares, córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo. Así como el efecto

del envejecimiento ocular en los mismos. De forma separada, se hará hincapié en el impacto de la catarata senil sobre la transmitancia ocular, al adquirir en esta tesis una especial relevancia.

La figura 1.2 muestra los valores de transmitancia total y directa obtenidos por Boettner et al. (1962), en función de la longitud de onda, para los distintos medios oculares: córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo.

### Córnea

La córnea constituye el primer dioptrio ocular y transmite la radiación electromagnética comprendida entre los 300 nm y los 2500 nm. La figura 1.2 muestra los valores de transmitancia total y directa de la córnea, distinguiendo también entre la córnea de un sujeto con cuatro años y medio y la de un sujeto con 53 años. La transmitancia corneal se incrementa rápidamente hasta alcanzar un valor del 80% para longitudes de onda de 380 nm, superando el 90% en el rango entre 500 nm y 1300 nm. En cuanto al efecto del envejecimiento, numerosos trabajos realizados tanto en humanos como en primates han demostrado que la córnea conserva su condición de



**Figura 1.2.** Porcentaje de transmitancia directa (y total) de la córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo, en función de la longitud de onda. *Adaptado de Boettner et al. 1962.*

transparencia (Kline et al., 1985; Smith et al., 1990). Aunque Chang et al. (2002) demostraron que los cambios en la transmisión corneal derivados del envejecimiento son más notables en la córnea periférica que en la córnea central, debido al cambio en la disposición regular de las fibrillas de colágeno (Olsen, 1982).

#### *Humor acuoso*

El humor acuoso transmite radiación electromagnética desde los 200 nm hasta los 2000 nm. En este caso, solo se representa la transmitancia directa, al ser semejante a la transmitancia total. Se observa como el humor acuoso comienza a transmitir a partir de una longitud de onda de 220 nm. En el rango visible, la transmitancia es alta, próxima al 100%. No se observan diferencias debidas al envejecimiento ocular (Boettner et al., 1962; Klein et al., 1985).

#### *Cristalino*

El cristalino transmite radiación electromagnética desde los 390 nm hasta los 1900 nm. La figura 1.2 muestra los valores de transmitancia total y directa del cristalino, distinguiendo también entre los cristalinos de sujetos con 4 años y medio, con 53 y con 75 años. Al igual que en la córnea, la transmitancia total es similar entre cristalinos de distinta edad. Sin embargo, la transmitancia directa difiere. En un cristalino joven se observa un incremento rápido de la transmitancia a partir de 390 nm, alcanzando valores próximos al 90% en 450 nm. Sin embargo, el incremento es más lento para un cristalino envejecido (curva 3 de la figura 1.2), no alcanzando ese mismo valor de transmitancia hasta los 540 nm. Esta diferencia se debe al aumento en el espesor, el índice de refracción y la densidad óptica del cristalino, especialmente del núcleo, como consecuencia de su envejecimiento fisiológico (Artal et al., 1993). Como resultado, se reduce la transmisión de luz que llega a la retina, especialmente para longitudes de onda corta (Artigas et al., 2012).

#### *Humor vítreo*

El humor vítreo transmite radiación electromagnética desde los 300 nm hasta los 1400 nm. Se observa como la transmitancia se incrementa rápidamente hasta alcanzar un valor del 80% a 350 nm, siendo superior al 90% en el rango visible. El humor vítreo no muestra diferencias en la transmitancia debido a la edad (Boettner et al., 1962; Klein et al., 1985).

#### **1.1.1.4 Catarata senil**

La catarata se considera la causa más común de pérdida de visión relacionada con la edad en el mundo (Kupfer, 1985), englobando cualquier opacidad del cristalino. Existen distintos tipos de cataratas seniles. Desde el punto de vista de la iluminación, la catarata subcapsular provoca deslumbramiento incómodo en aquellas condiciones de

iluminación que producen miosis senil. La catarata nuclear produce una mayor dispersión, miopización y descompensación de las aberraciones ópticas, principalmente un cambio en la polaridad de la aberración esférica del cristalino como resultado del aumento en el índice de refracción (Kuroda et al., 2002). Por último, la presencia de catarata cortical produce un deterioro de la visión, especialmente en altos niveles de iluminación, debido entre otros factores a la descompensación de las aberraciones oculares por un cambio en la polaridad de la aberración esférica en el cristalino (Kuroda et al., 2002).

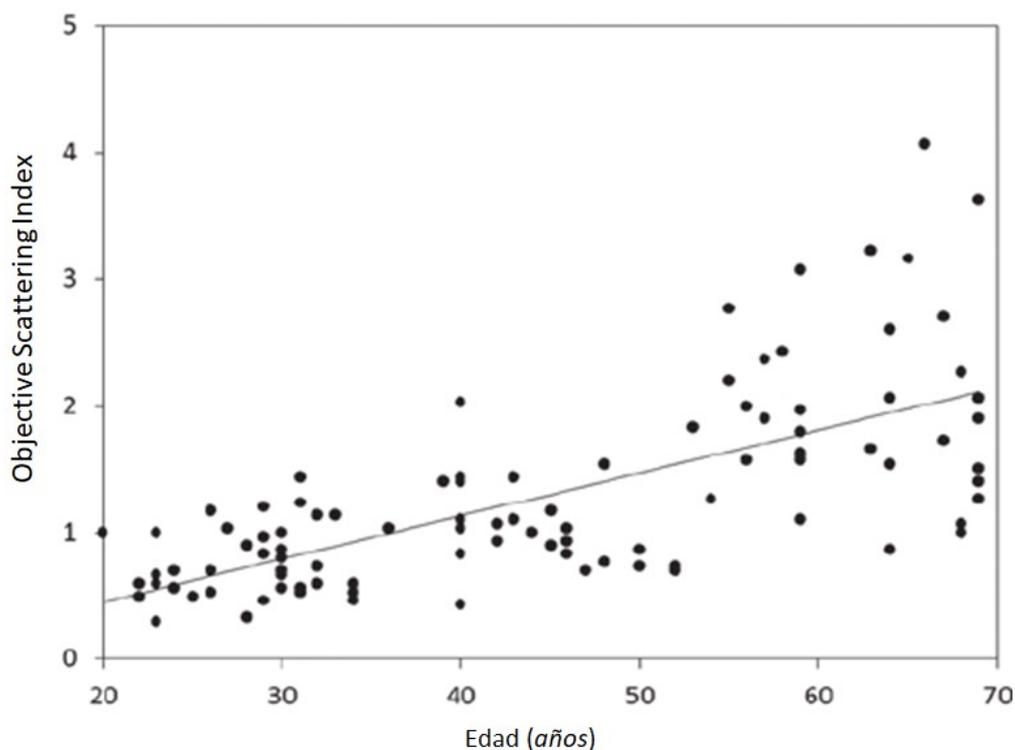
El impacto negativo del desarrollo de cataratas seniles en la visión es importante, de ahí que la cirugía de cataratas e implante de una lente intraocular (LIO) constituya el procedimiento quirúrgico más común en todo el mundo (Allen et al., 2006). Entre los numerosos aspectos del rendimiento visual que se ven afectados por la catarata, y de especial importancia en esta tesis, es la sensibilidad al contraste. El incremento en las aberraciones (Kimlin et al., 2017; Kuroda et al., 2002), así como del *scattering* intraocular, el cual se describe en el apartado siguiente, son los principales responsables de la pérdida de sensibilidad al contraste (Kuroda et al., 2002). En los estadios iniciales, en los que las opacidades están más localizadas y son más puntuales, se produce una pérdida de sensibilidad a altas frecuencias espaciales. Mientras que cuando la catarata madura y la opacidad se uniformiza, la pérdida de sensibilidad al contraste afecta a todas las frecuencias espaciales (Morrison et al., 1993).

#### 1.1.1.5 *Scattering* intraocular

El *scattering* es un fenómeno físico inherente a la propagación de radiación electromagnética a través de un medio óptico no homogéneo (Atchinson et al., 2000). Como resultado de los fenómenos de difracción, refracción y reflexión producidos por estas partículas no homogéneas, se produce una desviación en la trayectoria de la luz incidente. El grado de *scattering* depende de la relación entre el tamaño de dichas partículas, su índice de refracción y la longitud de onda de la radiación incidente (Kelly-Pérez et al., 2018). Al aumentar el tamaño de estas partículas, así como su índice de refracción, el *scattering* se acentúa para una longitud de onda dada (Kelly-Pérez et al., 2018; van den Berg, 1997), especialmente al emplear fuentes de luz de alto contenido en longitudes de onda corta (luz azul) (van den Berg et al., 1997; Zigman, 1990). El envejecimiento fisiológico del cristalino produce un incremento en el *scattering* intraocular principalmente debido a un aumento en su índice de refracción. Mientras que el cristalino de un sujeto joven de 20 años, con medios oculares normales, absorbe en torno al 30% de la luz azul incidente, a los 60 años de edad ese porcentaje se duplica (Said et al., 1959). La figura 1.3 muestra el denominado índice objetivo de dispersión (OSI, del inglés *objective scatter index*) en función de la edad.

El OSI, basado en el análisis objetivo de imágenes obtenidas con una fuente de luz puntual, muestra como el grado de *scattering* se incrementa al aumentar la edad.

El *scattering* intraocular reduce la cantidad de luz que llega a un área determinada de la retina y produce un velo de luz superpuesto que reduce el contraste de la imagen de dicha área (Atchinson et al., 2000; Kuroda et al., 2000). En condiciones de iluminación fotópicas, el efecto negativo del *scattering* se reduce por la selectividad direccional de los conos, fenómeno conocido como efecto de Stiles-Crawford y que se describe

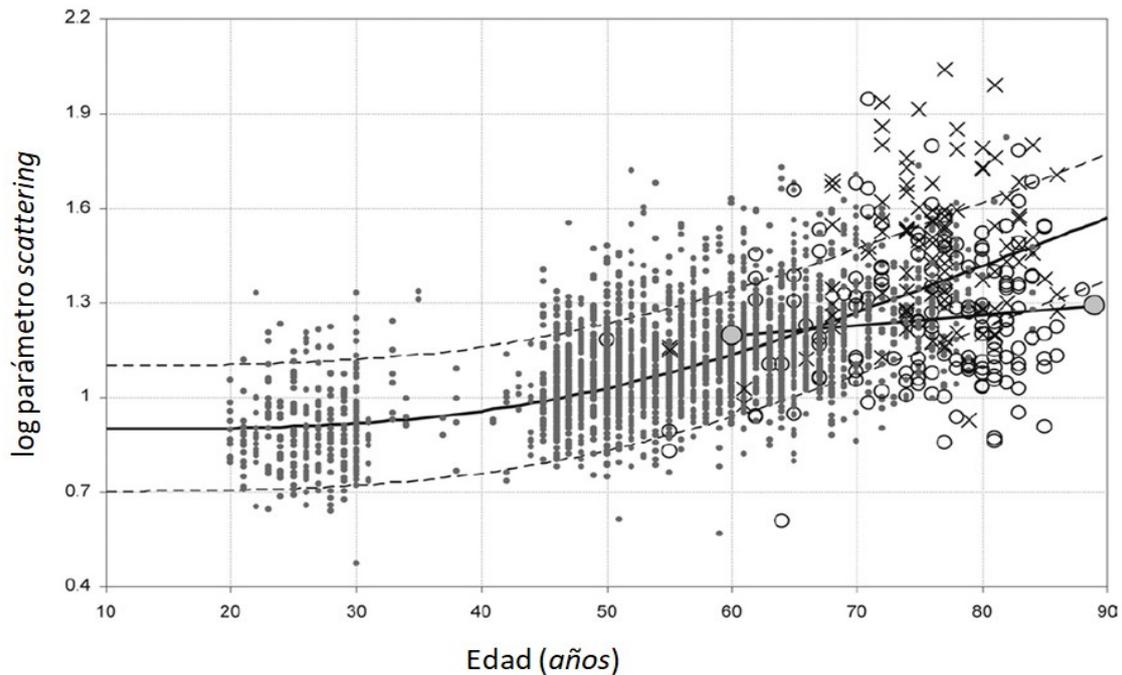


**Figura 1.3.** Índice Objetivo de Dispersión (OSI) en función de la edad. *Adaptado de Kamiya et al. 2012.*

posteriormente. Sin embargo, en condiciones de iluminación mesópicas y escotópicas, en las que los bastones contribuyen en mayor medida a la respuesta visual, el efecto Stiles-Crawford no reduce el efecto negativo del *scattering* sobre la retina (Atchinson et al., 2000). Como consecuencia, este fenómeno es en parte responsable de la reducción en la sensibilidad al contraste observada en sujetos mayores (Sloane et al., 1988), especialmente en condiciones de iluminación que comprometen a los bastones.

En el caso del cristalino con cataratas, la presencia de opacidades se traduce en un incremento en la presencia de cuerpos multilamelares (Costello et al., 2007), partículas compuestas por proteínas citoplasmáticas cubiertas por múltiples capas lipídicas, que alcanzan un tamaño de entre 1  $\mu\text{m}$  y 4  $\mu\text{m}$  (Méndez-Aguilar et al., 2017). Estas opacidades tienen dos consecuencias. En primer lugar, una reducción en la transmisión de la radiación incidente, que se incrementa para longitudes de onda corta (Tsika et al., 2008). En segundo lugar, un incremento del *scattering* intraocular (Kelly-Pérez et al., 2018; van den Berg 1986, 1997), que depende del tipo de catarata, siendo la catarata nuclear la que presenta mayor dispersión (de Waard et al., 1992; Michael et al., 2009; van den Berg et al., 2007).

La cirugía de cataratas, y posterior implante de una LIO, permite a las personas mayores recuperar calidad de imagen retiniana (Rubin et al., 1993) debido principalmente a una reducción del *scattering* intraocular (Labuz et al., 2018). Van den Berg (2007) concluyó que tras la cirugía de cataratas el *scattering* de un sujeto mayor disminuye, como puede observarse en la figura 1.4.



**Figura 1.4.** *Scattering* intraocular en función de la edad para tres grupos de sujetos: pseudofáquicos (círculos abiertos), con catarata (cruces) y sin catarata (puntos cerrados). Adaptado de van den Berg et al. 2007.

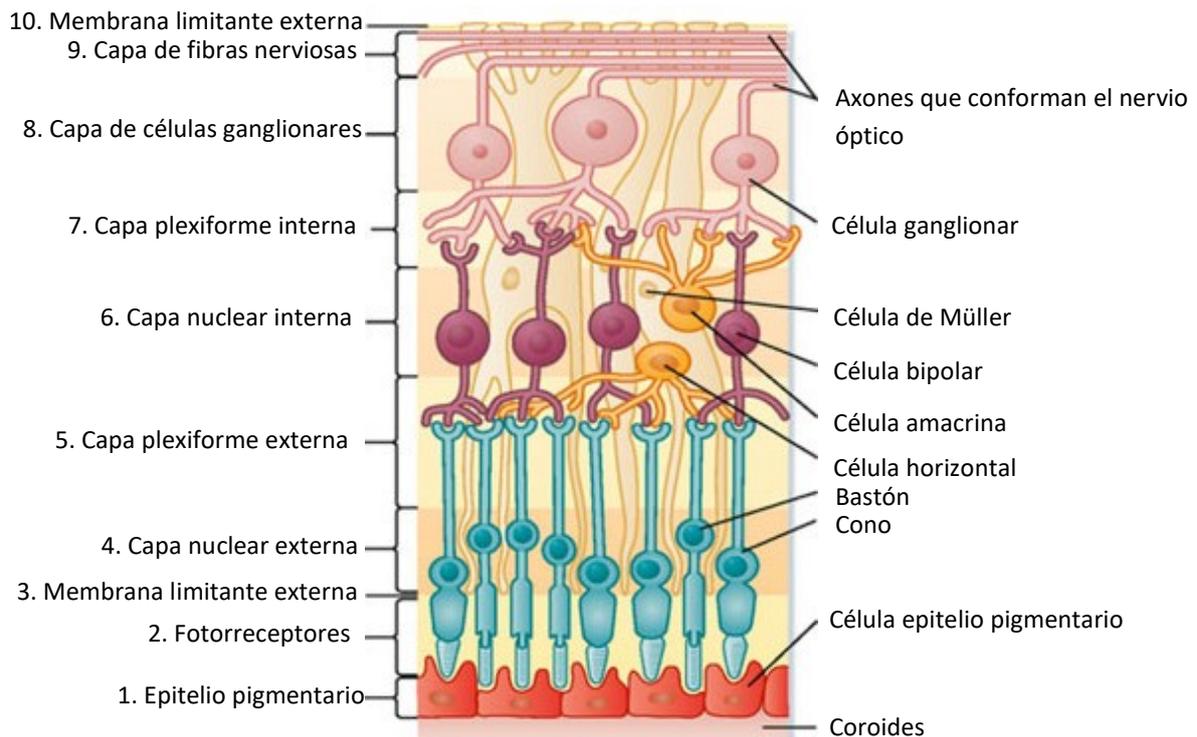
Tras la cirugía, un 10% de los sujetos presentan un nivel de *scattering* mayor del esperado en sujetos con la misma edad y medios oculares fisiológicamente normales. El 44% de los sujetos pseudofáquicos muestran valores normales para el rango de edad en el que se encuentran. Por último, el 46% muestra valores de *scattering* inferiores a lo esperado para un sujeto sin catarata con la misma edad. La fuente principal de *scattering* intraocular en el sistema visual es el cristalino (van den Berg et al., 1995), por lo que es de esperar que tras la extracción del mismo los valores disminuyan hasta aproximarse a los de un sujeto joven.

### 1.1.2 Fundamentos neurofisiológicos

En este apartado del marco teórico se describe la anatomía retiniana, haciendo especial hincapié en las neuronas y vías de procesamiento visual relevantes en las tareas y procesos de adaptación visualizados en esta tesis. Se explican las interacciones entre conos y bastones que ocurren en niveles de iluminación mesópicos, así como el efecto del envejecimiento ocular en los fotorreceptores.

### 1.1.2.1 Anatomía básica de la retina

La retina es el tejido fotosensible del sistema visual ubicado en el polo posterior del globo ocular, constituyendo su capa más interna y que contiene los fotorreceptores encargados de la recepción del estímulo visual. Los conos están activos en niveles de iluminación altos y son responsables de la visión diurna, permitiendo distinguir colores y pequeños detalles. Los bastones están activos en niveles bajos de iluminación y son responsables de la visión nocturna. Cuando los fotorreceptores son excitados por un número determinado de fotones, transmiten una señal o impulso nervioso a través de



**Figura 1.5.** Esquema de la estratificación convencional de la retina en diez capas. Extraído de <https://inof.es/diagnostico-y-tratamiento-de-enfermedades-de-la-macula>.

las múltiples neuronas que definen la vía visual.

La retina humana tiene una disposición invertida, en la que los fotorreceptores se encuentran en la capa más externa y las neuronas posteriores encargadas de la transmisión y procesamiento del estímulo visual, en las capas internas. Las distintas vías de la retina permiten la convergencia de aproximadamente 125 millones de bastones y 6.5 millones de conos en las células ganglionares.

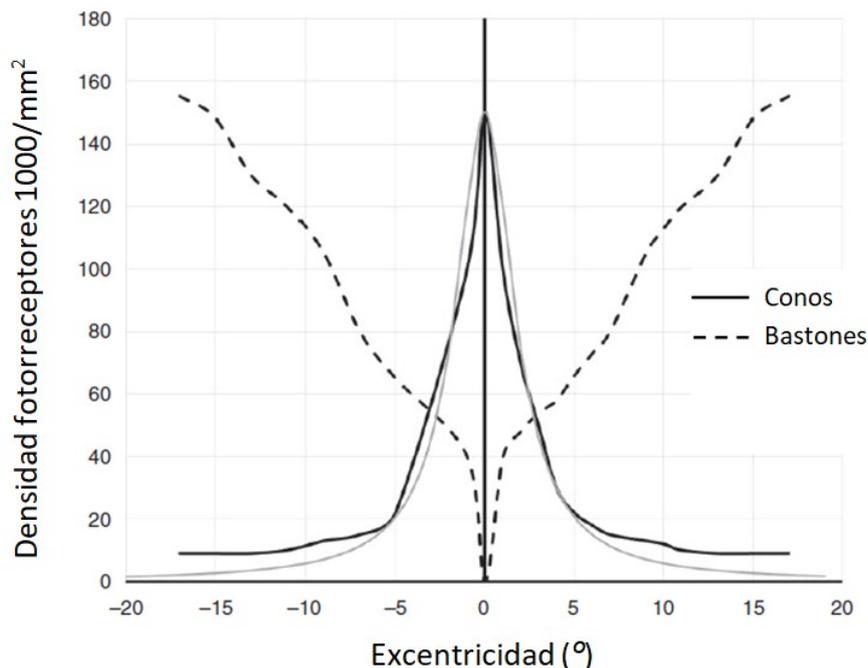
A su vez, los conos se dividen en 3 tipos, L, M y S (de *long*, *middle* y *short*, en inglés) dependiendo de la longitud de onda de la radiación incidente que induzca una mayor excitación. La figura 1.5 muestra un esquema de la organización retiniana.

Desde la capa más externa a la más interna, la organización retiniana es la siguiente:

1. Capa de células del epitelio pigmentario de la retina (EPR).
2. Capa de fotorreceptores. Contiene los segmentos externos de conos y bastones.
3. Membrana limitante externa. Zona de complejos de unión entre conos, bastones y células gliales de Müller.
4. Capa nuclear externa. Contiene los cuerpos celulares de conos y bastones.
5. Capa plexiforme externa. Zona de sinapsis entre fotorreceptores, células bipolares y células horizontales.
6. Capa nuclear interna. Contiene los cuerpos celulares de células bipolares, amacrinas, horizontales y células de Müller.
7. Capa plexiforme interna. Zona de sinapsis entre células bipolares, amacrinas y ganglionares.
8. Capa de células ganglionares. Contiene los cuerpos de las células ganglionares.
9. Capa de fibras nerviosas. Axones de las células ganglionares.
10. Membrana limitante interna. Zona de complejos de unión entre terminaciones de las células Müller en la superficie vítrea.

Si bien esta disposición no se encuentra en toda la retina, nos permite diferenciar entre dos regiones funcionalmente especializadas a partir de una desviación de la organización presentada. Una región central, conocida como mácula lútea y especializada en la visión en detalle, con un diámetro aproximado de entre 6 mm y 8 mm y una alta densidad de conos, hasta 125500 células/mm<sup>2</sup> (Jonas et al., 1992). La porción central de la mácula lútea se define como foveola, con un diámetro aproximado de 0.3 mm, y únicamente compuesta por conos. En esta área central, los vasos sanguíneos y todas las demás células que conforman la retina se desplazan hacia los laterales, permitiendo que la luz incida directamente en los fotorreceptores. En el resto de la retina, la distribución de las distintas neuronas y sus características anatómicas varían, dando lugar a diferencias funcionales en comparación con la región foveal. La diferencia más importante la hayamos en el tipo de fotorreceptor predominante; al alejarnos del área foveal el número de bastones se incrementa, en detrimento del número de conos. La figura 1.6 muestra la densidad de cada tipo de fotorreceptor en función de la excentricidad retiniana.

Como puede observarse, la densidad de los conos muestra su máximo foveal en la retina central, disminuyendo al alejarnos de la mácula. La distribución de los distintos tipos de conos es diferente, en el área retiniana correspondiente a 1° central los conos S están ausentes, alcanzando éstos su máxima densidad en el área anular concéntrica y adyacente a dicha área (Curcio et al., 1991; Stiles, 1949; Wald, 1967).



**Figura 1.6.** Densidad (número de células \* 1000 / mm<sup>2</sup>) de conos (línea continua) y bastones (línea discontinua) obtenida del estudio de Osterberg. *Adaptado de Englisch et al. 2016.*

En cuanto a los bastones, aunque están ausentes en la fovea, su densidad aumenta con la excentricidad. La variación en la distribución y propiedades de los fotorreceptores en función de la excentricidad determina áreas retinianas con una respuesta visual definida por distintas características.

A continuación se describen las distintas partes de la retina y su funcionalidad. De igual forma, se discutirá el efecto del envejecimiento ocular en aquellas neuronas implicadas en las tareas visuales que se han analizado en esta tesis.

#### *Epitelio pigmentario de la retina*

Monocapa de células pigmentadas y hexagonales con prolongaciones ciliares, situada entre la retina neural y la coroides. Entre sus funciones cabe destacar, por su relevancia en la fotorrecepción, la absorción de fotones no absorbidos por los fotorreceptores, que de otra forma producirían reflexiones internas que disminuirían la calidad de imagen retiniana. Un correcto funcionamiento del EPR es esencial para el mantenimiento de la función visual, adquiriendo especial importancia su relación con los fotorreceptores. Los fotopigmentos de conos y bastones, moléculas especializadas en la captación de fotones, se localizan en la membrana de los segmentos externos de los mismos. Los fotopigmentos están compuestos por una glucoproteína llamada opsina y un cromóforo llamado retinal. Durante el proceso de fototransducción, los

fotopigmentos absorben fotones dentro del rango de longitudes de onda que abarca el espectro visible. Esta absorción desencadena un proceso enzimático que induce cambios en el cromóforo y lo separa de la opsina, que al estar libre desencadena una hiperpolarización de la membrana celular con la consiguiente propagación de la señal nerviosa. El EPR no solo provee de retinal a los fotorreceptores, también regenera el fotopigmento tras la absorción del fotón, lo que permite de nuevo la unión entre la opsina y el cromóforo. Por último, debido a la naturaleza oxidativa del proceso de fototransducción, la continua degradación de los segmentos externos de los fotorreceptores hace no solo necesaria su fagocitosis, sino también su renovación por parte del EPR.

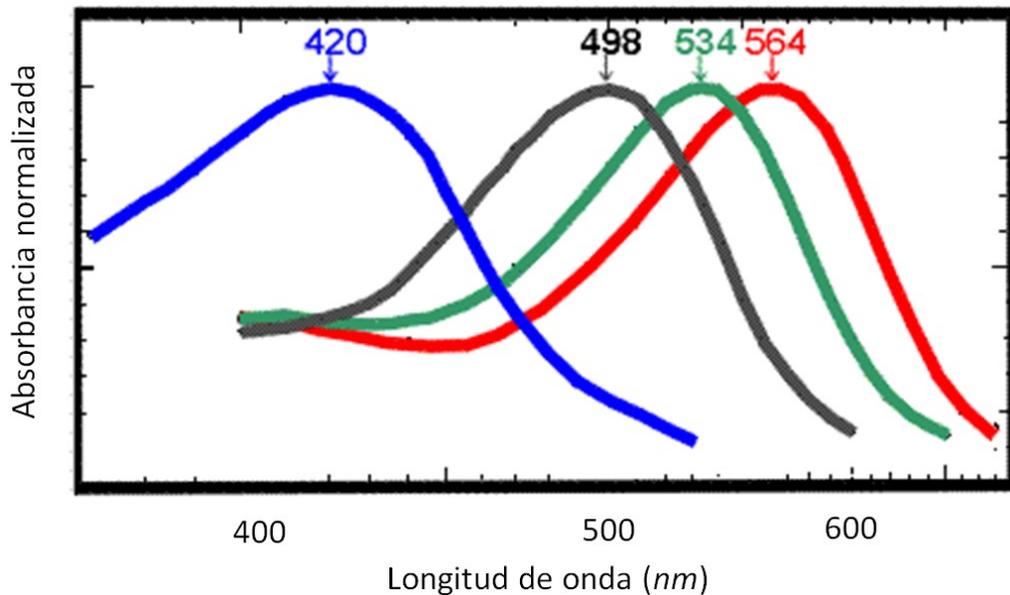
### *Conos y bastones*

En primer lugar, se expone la distribución y características anatómicas de los distintos tipos de fotorreceptores en la retina. En segundo lugar, se describen brevemente las diferencias en la distribución espectral de los fotorreceptores así como los *cone fundamentals* propuestos por Smith et al. (1975) para describir dichos valores de sensibilidad. Por último, se especifica el efecto del envejecimiento ocular en los conos y bastones.

En la retina se diferencian dos tipos de fotorreceptores, el sistema de conos y el de bastones. La información en relación a su distribución y morfología es coincidente entre los primeros trabajos histológicos (Curcio et al., 1991) y la observación in vivo de sujetos empleando oftalmoscopios de escaneo láser (del inglés 'Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscope', AOSLO; Merino et al., 2011). Los bastones son más estrechos y delgados que los conos, aunque estas diferencias morfológicas varían en función de la excentricidad retiniana. En la región central de la retina, los conos tienen un diámetro de 1.5  $\mu\text{m}$ ; mientras que, en la retina periférica, el diámetro aumenta hasta los 5  $\mu\text{m}$  - 8  $\mu\text{m}$ . En el caso de los bastones, su diámetro aumenta a medida que se incrementa la excentricidad, de 3  $\mu\text{m}$  en zonas más centrales a 5.5  $\mu\text{m}$  en áreas periféricas (Jonas et al., 1992). El 6% de la población de conos corresponde a los conos S (Curcio et al., 1991). Morfológicamente, difieren de los conos M y L (DeMonasterio et al., 1981; Shapiro et al., 1996), aunque funcionalmente son bastante semejantes.

Como ya se ha comentado anteriormente, los segmentos externos contienen sustancias químicas específicas que se descomponen al recibir fotones. Estas sustancias o fotopigmentos difieren entre los distintos tipos de fotorreceptores, procediendo a su descripción en base a las diferencias en su sensibilidad espectral (figura 1.7). Los conos S, M y L tienen su pico de máxima absorción espectral en 420, 534 y 564 nm, respectivamente, en las regiones de longitudes de onda cortas (S), medias (M) y largas (L) del espectro visible. Por su parte, los bastones tienen su pico de máxima absorción en 498 nm, en la región de longitudes de onda corta del espectro visible. En este punto es importante recordar que una vez que el fotopigmento recibe

el fotón se pierde toda la información relativa a la longitud de onda, fenómeno que recoge el principio de univarianza. Si bien es cierto que la longitud de onda va a determinar la probabilidad de absorción, siendo esta mayor para aquellas longitudes de onda próximas al pico de máxima absorción.



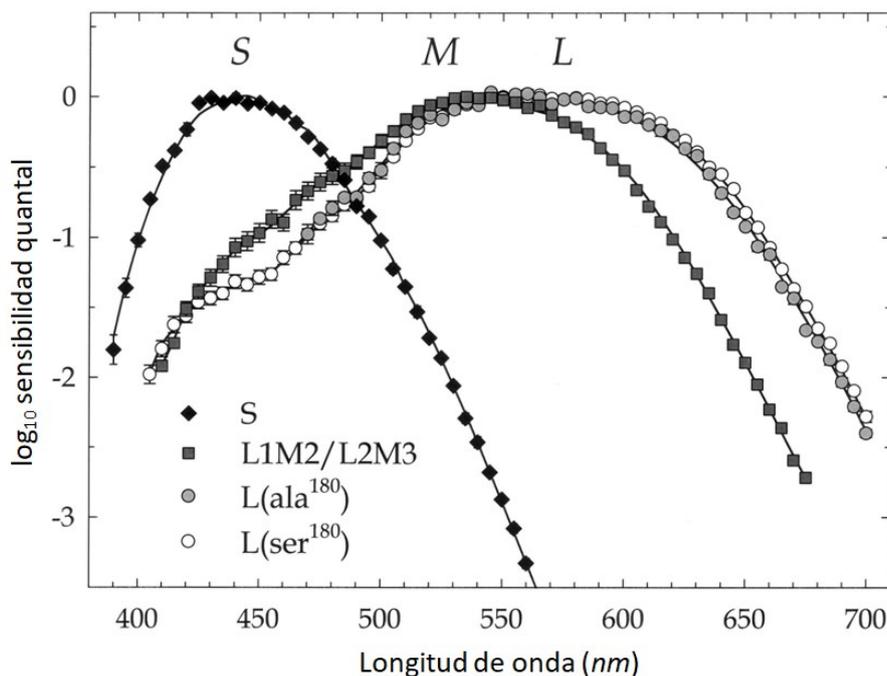
**Figura 1.7.** Absorbancia espectral normalizada de los distintos tipos de fotorreceptores. Conos S (azul), conos M (verde), conos L (rojo) y bastones (gris). *Adaptado de Bowmaker et al. (1980).*

Con el propósito de caracterizar la sensibilidad espectral de los conos L, M y S, a continuación se explica brevemente el trabajo de Smith et al. (1975), sustento de muchos de los modelos actuales de la visión al color. En esta tesis, estos valores se han empleado en el proceso de cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores; aplicando en dicho cálculo el modelo propuesto por Shapiro et al. (1996).

Los *cone fundamentals* hacen referencia a la sensibilidad espectral relativa de los tres tipos de conos. Corresponden a los valores de absorción espectral de los ftopigmentos de los conos multiplicados por la transmitancia espectral de los medios oculares. Como ya se ha comentado, estos valores de sensibilidad espectral son fundamentales para modelizar la visión al color a nivel de los fotorreceptores y a nivel post-receptor. Smith et al. (1975) obtuvieron estos datos mediante métodos psicofísicos, haciendo uso del concepto de ‘primario fundamental’, que pretende lograr la excitación aislada de cada uno de los mecanismos de respuesta (entendiendo como tal los mecanismos rojo-verde y azul-amarillo). Sin embargo, dado que las curvas de sensibilidad espectral de estos mecanismos se solapan, el término ‘fundamental’ implica un estímulo irreal, es decir, los *cone fundamentals* son extrapolaciones matemáticas a partir de las cuales se derivan las curvas de respuesta fundamentales.

La figura 1.8 muestra la sensibilidad de los *cone fundamentals* L, M y S derivados por Smith et al. (1975) en función de la longitud de onda.

Se observa que los conos L y M son sensibles a todo el espectro visible, con una sensibilidad máxima en 565 nm y 540 nm, respectivamente. Por lo tanto, la sensibilidad de los conos L es muy superior a la de los conos M en longitudes de onda larga. La sensibilidad de los conos S tiene su máximo valor en 440 nm, disminuyendo para longitudes de onda largas hasta no mostrar prácticamente sensibilidad por encima de 520 nm.



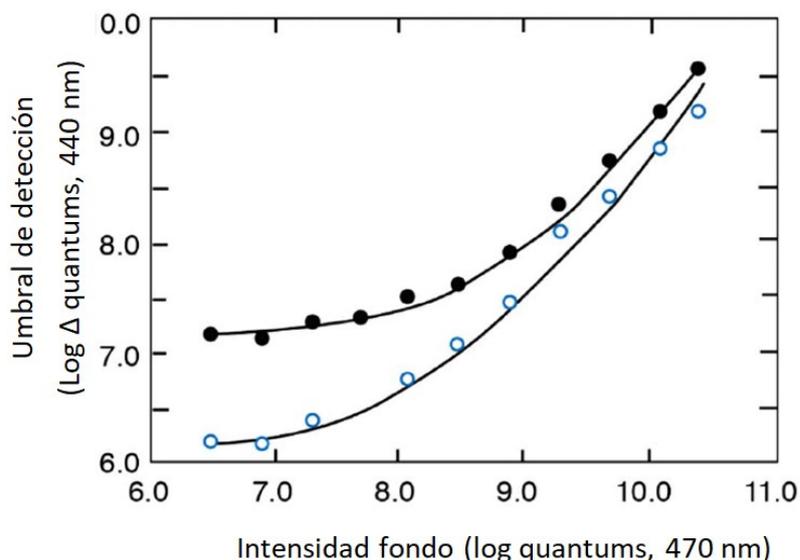
**Figura 1.8.** *Cone fundamentals* (conos L, M y S) derivados por Smith et al. (1975). Los valores L (ala<sup>180</sup>) y L (ser<sup>180</sup>) corresponden a la sensibilidad espectral obtenida de dos distintos grupos de deuteranopes. *Adaptado de Stockman 1998.*

En 1986, Boynton (1986) propuso un sistema de representación del color en el cual los mecanismos de visión de color se manifiestan directamente, facilitando su interpretación. Definiéndose lo que se denomina como 'espacio de excitación de conos', desarrollado a partir de los *cone fundamentals* de Smith et al. (1975). A partir de los datos de Smith et al. (1975) y Boynton (1986), Shapiro et al. (1996) definen cualquier estímulo luminoso con una composición espectral (SPD del inglés *spectral power distribution*) determinada como una transformación en coordenadas cromáticas basada en los *cone fundamentals* y dentro del espacio propuesto por Boynton. Por lo que es posible estimar la excitación de los tres tipos de conos para un estímulo luminoso dado.

Por último, en cuanto al efecto del envejecimiento ocular en los fotorreceptores, estudios cualitativos han demostrado que el proceso de envejecimiento afecta de

distinta forma a conos y bastones. Mientras que ambos tipos de fotorreceptores presentan una desorganización de los segmentos externos (Marshall et al., 1979) y un desplazamiento de los núcleos (Curcio et al., 1981; Gartner et al., 1981), a continuación se detallan los efectos del envejecimiento de conos y bastones por separado. En cuanto a los bastones, su número y sensibilidad disminuyen con la edad (Taylor et al., 1992). Curcio et al. (1993) obtuvieron que, al comparar la retina de un sujeto de 30 años con la de un sujeto de 90 años, el número de bastones se reducía en un 30% en los 28.5° centrales. Sin embargo, en retina periférica la pérdida de bastones está menos definida (Curcio et al., 2000). Desde el punto de vista psicofísico, se ha corroborado la pérdida de bastones al obtener una disminución de la sensibilidad visual escotópica (Jackson et al., 1999; 2000).

En cuanto a los conos, Curcio et al. (1993) demostraron que su densidad permanece estable con la edad en los 2.8° de visión central; aunque algunos autores han encontrado una disminución en la densidad pasados los 90 años, si bien la variabilidad es elevada (Feeney-Burns et al., 1990). Scheffrin et al. (1990) y Werner et al. (1988; 1992) concluyeron que el envejecimiento ocular produce una pérdida de sensibilidad en los tres tipos de conos, siendo menos acentuada para conos S para compensar la pérdida en la transmisión de longitudes de onda corta ya causada por el envejecimiento fisiológico del cristalino. Debido a este proceso, se produce una reducción selectiva del número de fotones que llegan a los conos S (Werner, 2016). Por lo que ante un estímulo con un alto contenido en longitudes de onda corta y niveles de iluminación bajos, la sensibilidad en sujetos mayores se reduce, debido a una disminución de la eficiencia de los conos S.



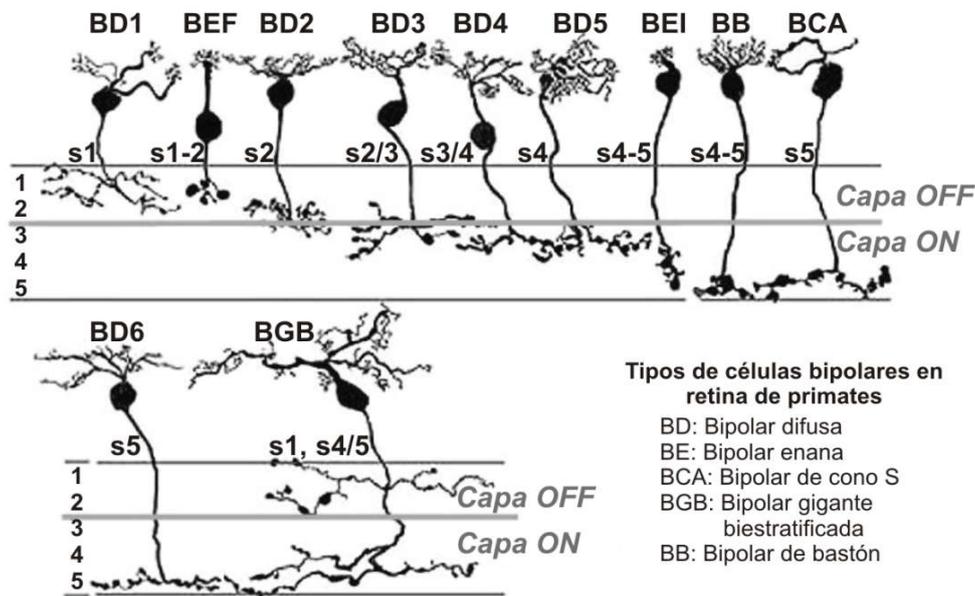
**Figura 1.9.** Umbral de detección de conos en función del nivel de iluminación del fondo (470 nm) para un estímulo de 440 nm y dos grupos de edad, un grupo de sujetos jóvenes (círculos azules abiertos) y un grupo de sujetos mayores (círculos negros).

La figura 1.9 refleja esta diferencia, atribuida en un 70%, aproximadamente, a los cambios en la transmitancia de los medios oculares asociados al envejecimiento (Werner, 2016). El 30% restante se debe a procesos post-receptoriales.

Por lo tanto, a bajos niveles de iluminación un sujeto mayor requiere mayor cantidad de fotones de luz azul para alcanzar el valor de contraste umbral (CU) de un sujeto joven. La diferencia entre grupos de edad se reduce al aumentar la luminancia de fondo.

*Células bipolares*

Los fotorreceptores pueden establecer sinapsis con tres tipos de neuronas: las células bipolares, las células horizontales y las células amacrinas. En el caso de las células bipolares, reciben señales de conos y bastones, para posteriormente comunicar con las células ganglionares, entre otras. La sinapsis entre los fotorreceptores y las células bipolares permiten dividir el procesado visual en un nivel receptor (conos y bastones) y un nivel post-receptor (resto de las neuronas de la vía visual). Hasta la fecha, se han encontrado once tipos de células bipolares en la retina humana (Boycott et al., 1991; Kolb et al., 1992), representadas en la figura 1.10.



**Figura 1.10.** Clasificación de los tipos de células bipolares de la retina humana. *Adaptado de <http://webvision.med.utah.edu/imageswv/pribip.jpeg>.*

Diez de los tipos de células bipolares (BD, BE, BCA y BGB) solo establecen sinapsis con conos, mientras que un único tipo de célula bipolar (BB) establece sinapsis con bastones. De los diez tipos de células bipolares de los conos, las bipolares difusas (BD1 – BD5) establecen sinapsis con un número variable de conos, entre 5 y 20 aproximadamente, dependiendo del área retiniana, e incrementándose la convergencia al aumentar la excentricidad. Las células bipolares enanas, planas e

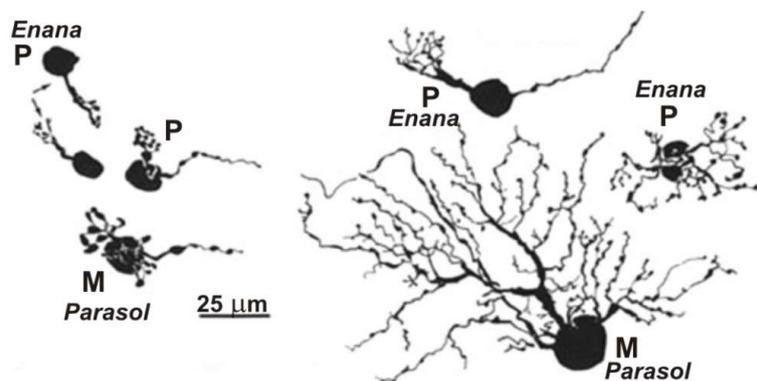
invaginantes (BEE, BEI), así como las células bipolares de los conos (BCA), establecen sinapsis con un único fotorreceptor.

En ausencia de un estímulo luminoso y en completa oscuridad, la membrana celular de conos y bastones se encuentra despolarizada. La presentación de un estímulo luminoso produce una hiperpolarización y liberación de neurotransmisores por parte de los fotorreceptores. La respuesta a esta hiperpolarización por parte de las células bipolares puede ser de dos tipos, pueden responder con una hiperpolarización (células bipolares OFF) o con una despolarización (células bipolares ON). Es decir, existe una respuesta antagónica ante la presentación de un mismo estímulo. En el caso de las células bipolares de conos descritas anteriormente, pueden ser de tipo ON y OFF; mientras que la célula bipolar de bastones solo es de tipo ON. Este antagonismo también existe en células ganglionares.

La convergencia antes mencionada define el concepto de campo receptivo en una célula bipolar. Estas células, al igual que las ganglionares, responden preferentemente a un estímulo circular incidente en el centro del campo receptivo. El tipo de respuesta producida dependerá del tipo de célula, ON u OFF.

#### *Células ganglionares*

La retina humana contiene hasta 25 tipos diferentes de células ganglionares, siendo las más comunes las células ganglionares enanas y parasol. Aunque las células ganglionares enanas son más comunes en la fovea, también es posible encontrar del tipo parasol.



**Figura 1.11.** Morfología de las células ganglionares parasol y enanas de la retina humana, en fovea (izquierda) y en retina excéntrica (derecha). Adaptado de <http://webvision.med.utah.edu/imageswv/huGC8.jpeg>.

En ambos tipos, el tamaño de sus árboles dendríticos es mayor al incrementarse la excentricidad; aunque, en cualquier caso, el tamaño de dicho árbol es muy superior para las células ganglionares parasol (figura 1.11).

Junto con los dos tipos de células ganglionares anteriormente descritos, nos encontramos un tercer tipo, las células ganglionares pequeñas biestratificadas. Estos tres tipos de células ganglionares conforman tres vías de procesamiento de la información visual (Kaplan, 2004; Lee et al., 2010), que posteriormente se describen.

En cuanto a la relación entre el envejecimiento ocular y la población de células ganglionares, diversos trabajos han demostrado una reducción de entre el 10% y el 30% en el número de células ganglionares entre la tercera y séptima década de vida (Curcio et al., 1993; Gao et al., 1992; Harman et al., 2000; Schlottmann et al., 2004).

#### *Células horizontales*

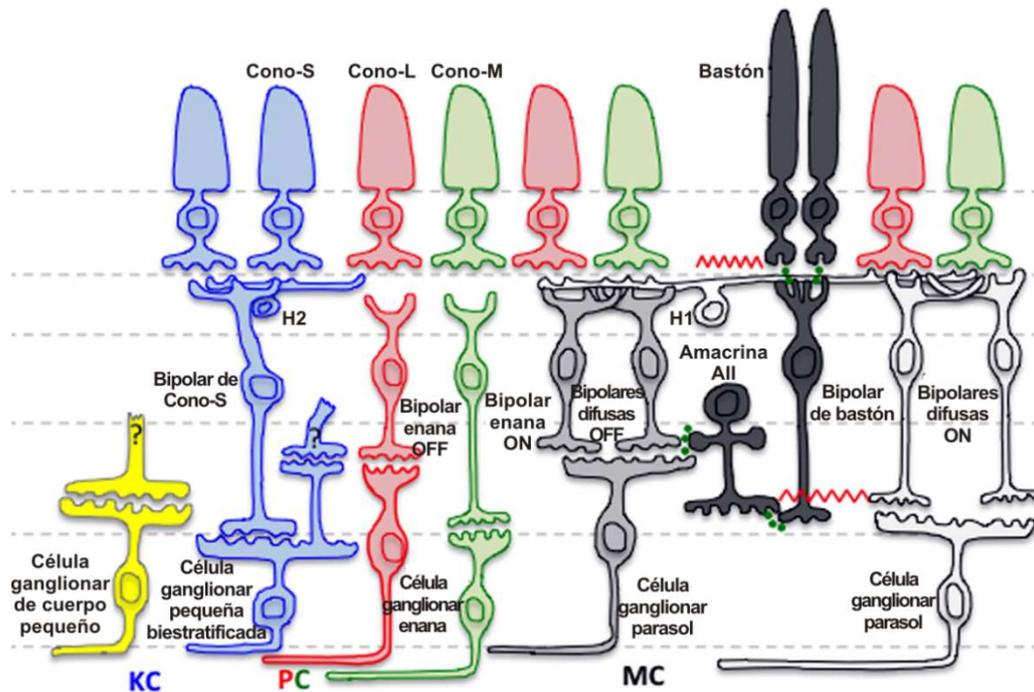
Las células horizontales son interneuronas que establecen sinapsis directas con los fotorreceptores, regulando e integrando la información procedente de los mismos. Se dividen en dos tipos: tipo A, sin axón y con dendritas que establecen sinapsis con los tres tipos de conos; tipo B, con un axón que establece sinapsis con los bastones y dendritas que establecen sinapsis solo con conos L y M.

#### *Células amacrinas*

Las células amacrinas son interneuronas que no establecen sinapsis directas con los fotorreceptores, solo con células bipolares, células ganglionares y otras células amacrinas. Sus más de 25 tipos constituyen la vía de asociación lateral de la capa plexiforme interna.

#### *Vías de procesamiento visual*

La información visual se transmite en la retina mediante conexiones en serie y en paralelo. La figura 1.12 representa un esquema de la distribución de las distintas conexiones retinianas. El circuito vertical está compuesto por las conexiones de fotorreceptores, células bipolares y células ganglionares. El circuito en paralelo está compuesto por las conexiones en paralelo de las células horizontales con los fotorreceptores y de las células amacrinas con las células bipolares y ganglionares. En el primero de los circuitos, la transducción fotoquímica tiene lugar en los fotorreceptores, generando señales eléctricas que convergen en las células bipolares. Las células bipolares reducen el posterior volumen de información procesado y el consumo metabólico por parte de las células ganglionares (Sterling et al., 2007). A continuación, los axones de los distintos tipos de células ganglionares conforman las distintas vías de procesamiento visual que se describen a continuación, todas ellas realizando sinapsis con la siguiente neurona de la vía visual, el núcleo geniculado lateral (NGL) del tálamo.



**Figura 1.12.** Esquema de las conexiones retinianas. *Adaptado de Zele et al. (2015).*

En el caso de las células ganglionares parasol, sus proyecciones se dirigen a las capas magnocelulares (MC) del NGL, constituyendo el canal de luminancia y detección de contrastes y movimiento (Shapley et al., 1984). Sus campos receptivos presentan antagonismo centro-periferia (Rodieck, 1991), codificando luminancia mediante la llegada de señales procedentes de conos L y M y bastones. Por otro lado, las células ganglionares enanas se proyectan en las capas parvocelulares (PC) del NGL, constituyendo el canal cromático oponente rojo-verde y el canal de agudeza espacial (Lennie, 1993; Rodieck, 1991). Reciben señales de conos L y M, pero en este caso y al contrario que las células ganglionares parasol, las señales son antagónicas. El tercer y último tipo de células ganglionares, las biestratificadas, proyectan en las capas koniocelulares (KC) del NGL, constituyendo el canal cromático oponente azul-amarillo. Reciben señales excitatorias de conos S e inhibitorias de conos L+M.

Por lo tanto, las neuronas que constituyen estas vías de procesamiento visual manifiestan distintas propiedades cromáticas, temporales y espaciales. En primer lugar, tanto la vía PC como KC presentan oponencia cromática, es decir, que se excitan o inhiben en función de la longitud de onda del estímulo. Sin embargo, la respuesta de la vía MC es independiente de la longitud de onda del estímulo. En segundo lugar, las células de la vía PC presentan una respuesta mantenida, es decir, su respuesta se mantiene ante la presentación de un estímulo de larga duración. Sin embargo, las células de la vía MC

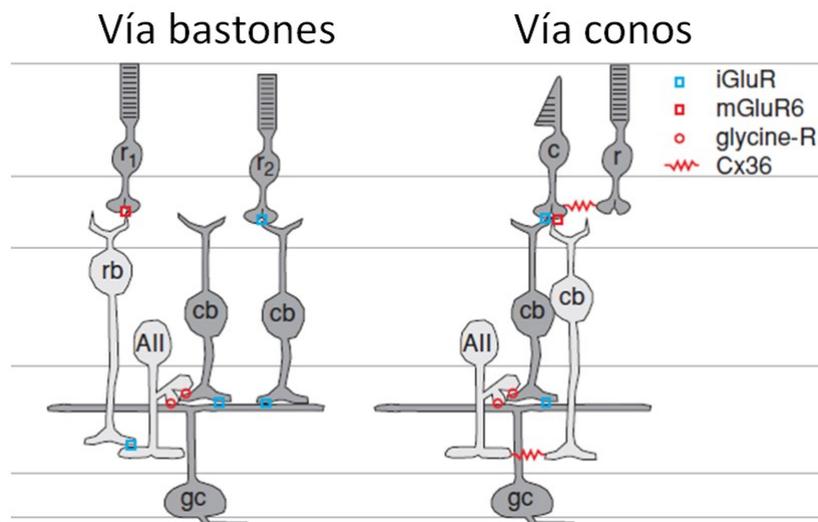
presentan una respuesta transitoria, enviando únicamente señales ante el inicio y final de la presentación del estímulo. Por lo que una respuesta transitoria ante un cambio rápido en los niveles de iluminación permite a la vía MC codificar estímulos con una alta frecuencia temporal; mientras que la vía PC codifica estímulos de baja frecuencia temporal. Por último, en cuanto a las propiedades espaciales, la vía MC codifica estímulos con baja frecuencia espacial debido a su baja resolución espacial; mientras que la vía PC codifica estímulos con alta frecuencia espacial debido a su alta resolución espacial (Breitmeyer, 1975; Plainis et al., 2000).

Otro aspecto, de especial interés en esta tesis, es el efecto de la excentricidad y la luminancia en la actividad de las distintas vías. Al alejarnos de la fovea, la contribución del canal de color oponente rojo-verde (PC) disminuye notablemente; en el caso del canal oponente azul-amarillo (KC) la contribución disminuye de forma más gradual. Sin embargo, la actividad de la vía MC persiste (Mullen et al., 2002). En cuanto al efecto de la luminancia, al disminuir el nivel de iluminación la actividad de los canales de color oponentes disminuye gradualmente. En el nivel de iluminación mesópico bajo, en el cual se han desarrollado los experimentos de esta tesis, la principal contribución a la respuesta visual corresponde a la vía MC (Freiding et al., 2007). En estas condiciones, las señales procedentes de los bastones confluyen en esta vía de procesamiento visual; habiéndose demostrado su nula o casi nula contribución a las vías PC y KC (Lee et al., 1997; Purpura et al., 1988). Si bien es cierto que las propiedades espaciales de los conos S, sensibles a bajas frecuencias espaciales, sugieren que contribuyen en la vía de procesado visual MC (Lee et al., 1989). Esto ocurre cuando un estímulo isoiluminante atraviesa los medios oculares y se ve afectado por los fenómenos de absorción, transmisión y aberración cromática, viendo reducida su intensidad inicial, en especial su contenido en longitudes de onda corta. Debido a este efecto de la óptica ocular, la resolución espacial máxima alcanzada en longitudes de onda corta es de 8 ciclos por grado (cpg), de ahí que los conos S presenten mayor sensibilidad a frecuencias espaciales bajas y no altas (Marimont et al., 1994; Sekiguchi et al., 1993; Williams et al., 1993).

### 1.1.2.2 Interacciones entre conos y bastones

Las interacciones de conos y bastones contribuyen al procesado de la información visual en niveles de iluminación mesópicos. Dichas vías se representan en la figura 1.13. En primer lugar, la señal que procede de los bastones puede llegar hasta las células ganglionares principalmente a través de distintas vías (Cao et al., 2011):

- Ruta directa: bastón → célula bipolar de los bastones (rb) → célula amacrina (AII) → célula ganglionar (gc).
- Ruta indirecta: bastón → célula bipolar de los bastones (rb) → célula amacrina (AII) → célula bipolar de los conos (cb) → célula ganglionar (gc).



**Figura 1.13.** Vías de procesamiento de la información visual en retina en condiciones de iluminación mesópicas. La leyenda indica el tipo de conexión entre neuronas. *Adaptado de Cao et al. 2011.*

La complejidad de las vías de los conos es superior a la de los bastones. Las vías de los conos transmiten una cantidad de información muy superior al captar un mayor número de fotones y ser inferiores en número. Esta cantidad de información ha de ser transmitida a lo largo de las vías de procesamiento visual sin saturar la capacidad de codificación de las neuronas participantes (Sterling, 2004). Por ello, la señal visual procedente de los conos se divide en numerosas vías, habiéndose demostrado, como mínimo, la existencia de tantas vías como tipos de células bipolares. De relevancia en esta tesis, destacan las siguientes vías:

- Ruta de excitación: unión tipo GAP entre cono y bastón → célula bipolar de los conos OFF → célula ganglionar.
- Ruta de inhibición: unión tipo GAP entre cono y bastón → célula bipolar de los conos ON → célula amacrina → célula ganglionar.

Estudios de carácter fisiológico han demostrado la existencia de vías compartidas entre conos y bastones, así como interacción entre ellos (Daw et al., 1990; Polyak 1941; Sharpe et al., 1989; Wassle et al., 1995). El peso de cada tipo de fotorreceptor en este tipo de interacción depende, entre otros factores, del nivel de iluminación. En niveles de iluminación mesópicas las señales de conos y bastones se combinan (Zelev et al., 2015), influyendo en la capacidad de detección (Buck et al., 1997; Sun et al., 2001), discriminación (Cao et al., 2008), percepción del color (Cao et al., 2005; 2008; Pokorny et al., 2006), así como en las propiedades temporales (Matesanz et al., 2011; Zelev et al., 2008, 2012, 2013) y espaciales (Lange et al., 1979) de la respuesta visual.

### 1.1.3 Procesos de adaptación visual

#### 1.1.3.1 Niveles de iluminación

Como se detallará posteriormente en el apartado dedicado a las magnitudes fotométricas, la luminancia es la magnitud que caracteriza la emisión de una fuente luminosa en una dirección determinada del espacio. Su unidad en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es la candela por metro cuadrado ( $cd/m^2$ ). Los distintos niveles de luminancia que definen la escena visual hacen de esta magnitud un indicador efectivo del comportamiento visual en relación al nivel de iluminación.

Dependiendo de dicho nivel, la actividad de los distintos fotorreceptores varía. La tabla 1.1 representa los distintos niveles de iluminación (luminancia,  $cd/m^2$ ), clasificados en los distintos rangos, junto con ejemplos cotidianos.

| Estímulo   | Luminancia ( $cd/m^2$ ) |  |
|--|-------------------------|--|
| Sol  | $10^{10}$               | Posibilidad de daño tisular  |
|  | $10^9$                  |  |
|  | $10^8$                  |  |
| Lámpara incandescente de 100W de filamento de tungsteno        | $10^7$                  | Visión fotópica<br>(Agudeza visual óptima)<br>(Saturación de bastones) |
| Hoja de papel blanco bajo sol radiante                         | $10^6$                  |  |
|  | $10^5$                  |  |
| Lectura confortable  | $10^2$                  | Visión mesópica  |
|  | 1                       |  |
| Hoja de papel blanco en una noche de luna llena                | $10^{-1}$               |  |
| Hoja de papel blanco en una noche sin luna, sólo con estrellas | $10^{-3}$               | Visión escotópica  |
|  | $10^{-4}$               |  |
| Umbral absoluto de bastones                                    | $10^{-5}$               |  |
|  | $10^{-6}$               |  |

**Tabla 1.1.** Niveles de iluminación, valores de luminancia y ejemplos de estímulos. *Adaptado de Schwartz (2010).*

En niveles de iluminación escotópicos los bastones son los fotorreceptores encargados de la sensibilidad visual. La sensibilidad absoluta es alta, la resolución espacial es pobre y la percepción del color nula. Al incrementarse el nivel de iluminación y situarnos en el rango mesópico, con unos límites establecidos entre  $0.005 cd/m^2$  y  $5 cd/m^2$  (CIE, 2010), la sensibilidad visual depende de la actividad conjunta de conos y bastones. En este rango, a parte de los ejemplos descritos en la tabla 1.1, se sitúa la conducción nocturna. En tercer lugar, en el rango fotópico los bastones se saturan y la sensibilidad visual depende principalmente de los conos. En este rango, la sensibilidad absoluta es baja, sin embargo, la resolución y discriminación del color son excelentes. Por lo tanto, el sistema visual opera en un rango que abarca las 10 unidades logarítmicas, desde el

umbral absoluto de bastones ( $10^{-6}$  cd/m<sup>2</sup>) hasta el extremo superior del rango fotópico ( $10^7$  cd/m<sup>2</sup>).

La transición de niveles de iluminación fotópicos a niveles de iluminación mesópicos es responsable del cambio gradual en la sensibilidad espectral del sistema visual, como consecuencia del cambio de una respuesta mediada por conos a una respuesta mediada por conos y bastones, lo que se denomina como efecto Purkinje. Como resultado, al disminuir progresivamente el nivel de iluminación el pico de máxima sensibilidad espectral del sistema visual se desplaza hacia longitudes de onda corta. En las condiciones experimentales que definen los trabajos de esta tesis, visión excéntrica y luminancias mesópicas, la sensibilidad espectral se define en base a la interacción de conos y bastones. Como ya se ha descrito en el apartado dedicado a las interacciones entre fotorreceptores, la complejidad del funcionamiento visual en el rango mesópico dificulta su comprensión; pese al hecho de que numerosas tareas se realizan en dicho rango (Várady et al., 2006).

### **1.1.3.2 Procesos de adaptación**

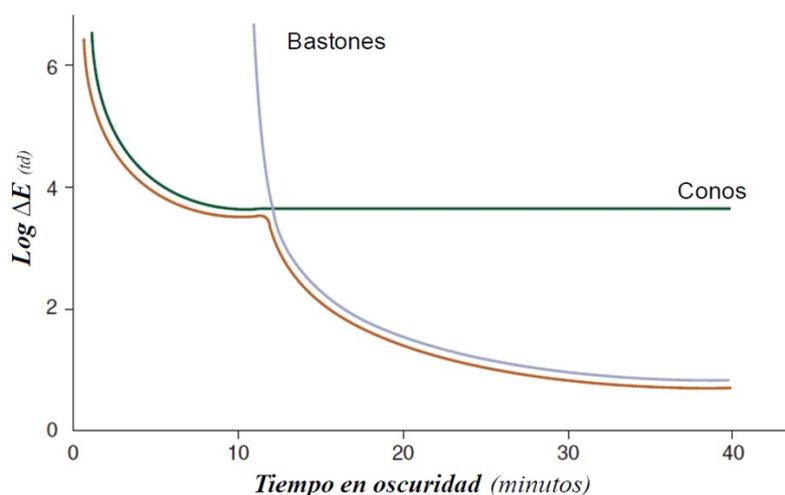
El sistema visual permite la percepción en un amplio rango de condiciones de iluminación distribuidas en el espacio y en el tiempo. Mediante los mecanismos de adaptación, el sistema visual se adecua a los cambios que tienen lugar en la escena visual y es capaz de extraer eficientemente la información. En este apartado se describen los procesos de adaptación a la oscuridad, a la iluminación y al contraste.

#### **1.1.3.2.1 Adaptación a la oscuridad**

La adaptación a la oscuridad se define como la recuperación gradual de la sensibilidad retiniana absoluta tras la finalización del estímulo luminoso. Este proceso es de suma importancia en los experimentos llevados a cabo en esta tesis, ya que constituyen el punto inicial de los procedimientos psicofísicos aplicados.

La figura 1.14 representa una curva de adaptación a la oscuridad. Esta curva se obtiene tras la presentación de un estímulo luminoso de alta intensidad, blanqueando la mayor parte del fotopigmento. Tras el cese del estímulo luminoso, se mide el umbral de detección en función del tiempo para un estímulo presentado sobre un fondo oscuro. Después de un periodo aproximado de 30 minutos, el umbral mejora aproximadamente 5 unidades logarítmicas. La curva muestra dos secciones bien diferenciadas, lo que sugiere la actividad de dos mecanismos diferentes, el sistema de conos y de bastones (Lamb, 1980).

En los 10 primeros minutos de tiempo se produce una reducción rápida del umbral, correspondiente a los umbrales fotópicos del sistema de conos. El segundo tramo se caracteriza por una recuperación más lenta de la sensibilidad, correspondiendo a los umbrales escotópicos del sistema de bastones. El punto de inflexión en la curva de adaptación a la oscuridad representa el momento en el que los bastones son más sensibles que los conos. Antes de este punto, los conos median la detección; mientras que después de este punto, lo hacen los bastones. La obtención de la curva de adaptación a la oscuridad depende de las características del estímulo. El tiempo de exposición del estímulo, su tamaño (Hecht et al., 1937), la excentricidad retiniana (Hecht et al., 1935; Hood et al., 1986) y la longitud de onda determinan la proporción de umbrales fotópicos y escotópicos que definen la curva de adaptación a la oscuridad. La psicofísica ha demostrado que tras 30 minutos de adaptación, la regeneración del fotorpigmento, tanto de conos como de bastones, es completa. Por esta razón, en los experimentos psicofísicos que se presentan en esta tesis, antes de realizar las medidas psicofísicas los observadores se adaptan a la oscuridad durante 30 minutos.

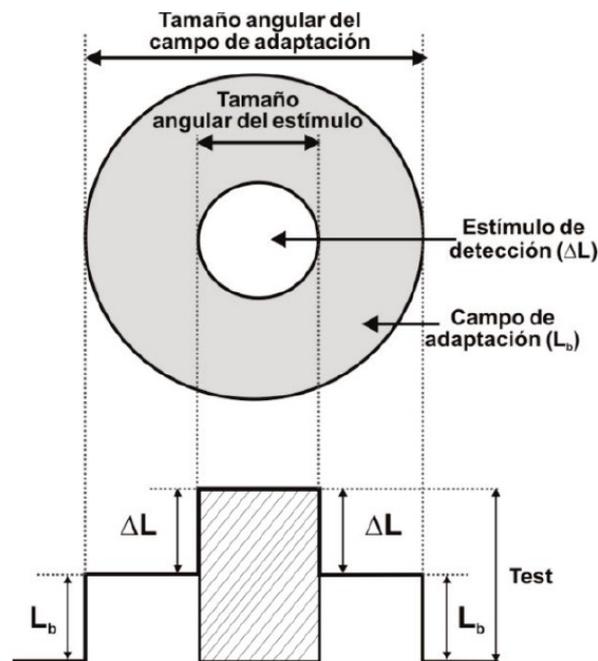


**Figura 1.14.** Curva de adaptación a la oscuridad (línea granate) fraccionada para representar los umbrales de conos (línea verde) y bastones (línea azul). *Adaptado de Schwartz (2010).*

### 1.1.3.2.2 Adaptación a la iluminación

Los cambios en el nivel de iluminación hacen necesaria la presencia de un mecanismo de adaptación a la iluminación. Pese a las limitaciones en el rango operativo de las neuronas del sistema visual, los mecanismos de adaptación permiten codificar la extensión de hasta 10 órdenes de magnitud del nivel de iluminación. La retina se adapta promediando su respuesta y respondiendo solo a modulaciones de dicho promedio (Shapley et al., 1984; Stockman et al., 2006). La adaptación retiniana en función del nivel de iluminación se representa mediante curvas *tvi* (del inglés *threshold vs intensity*). Para determinar esta curva, la retina del observador se adapta durante un tiempo definido al nivel de iluminación del fondo, denominado campo de adaptación,

sobre el que posteriormente se presenta un estímulo circular concéntrico y de menor tamaño, denominado prueba o estímulo de detección (figura 1.15).

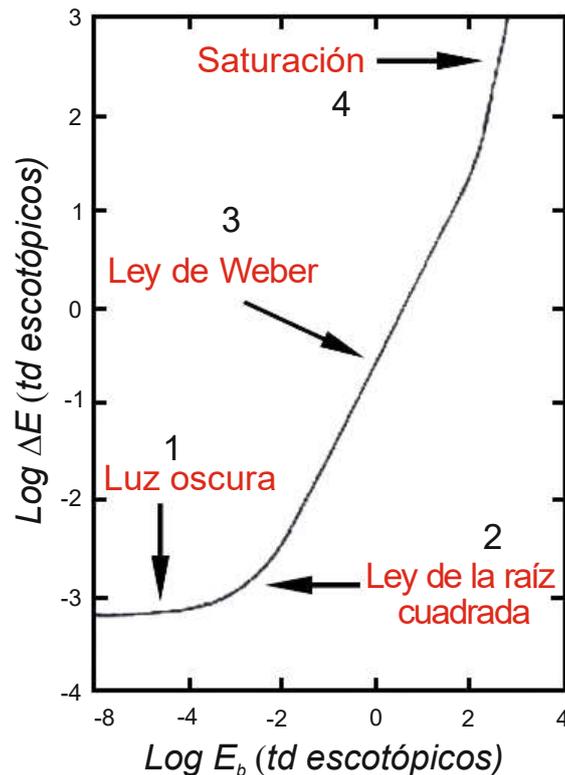


**Figura 1.15.** Disposición del campo de adaptación y el estímulo luminoso en la medida del CU.  $\Delta L$  representa el incremento de luminancia correspondiente al estímulo de detección y  $L_b$  la luminancia del campo de adaptación.

El CU de detección se obtiene para distintos niveles de iluminación del campo de adaptación. Conociendo el valor de luminancia del campo de adaptación ( $L_b$ ), se varía la luminancia del estímulo ( $\Delta L$ ) hasta encontrar el mínimo valor de  $\Delta L$  percibido por el observador. Como resultado, se obtienen una serie de valores umbrales como los representados en la figura 1.16 para el sistema de bastones. Esta figura muestra la curva *tvi* obtenida por Aguilar et al. (1954), en la cual se representa el logaritmo del umbral incremental de bastones en función del logaritmo de la iluminación retiniana del campo de adaptación, en *trolands* escotópicos.

Del gráfico se concluye que la sensibilidad visual tiene una dependencia distinta del campo de adaptación. En la parte baja de la curva, la sensibilidad está limitada por la propia actividad interna de la retina (luz oscura), correspondiente a la apertura y cierre espontáneos de los canales de la membrana de los fotorreceptores o la liberación espontánea de neurotransmisores (Barlow, 1957). En esta región, el nivel de iluminación del estímulo genera una señal que no supera el nivel de ruido interno, por lo que el umbral es constante, como puede observarse. A continuación, se observa un tramo definido por la 'ley de deVries-Rose', que postula que el incremento umbral aumenta a razón de la raíz cuadrada del nivel de iluminación del campo de adaptación (de Vries, 1943; Rose, 1948). En esta región, la sensibilidad visual está limitada por las fluctuaciones de los quantums de luz. La transición entre esta porción de la curva y la

siguiente, denominada porción de la 'ley de Weber', se produce cuando la sensibilidad visual pasa de estar limitada por las fluctuaciones cuantales a estarlo por los mecanismos de ganancia. El punto de transición depende de las propiedades del estímulo, tales como su tamaño y frecuencia espacial, y de la excentricidad retiniana o el nivel de iluminación (Crawford, 1947). En la región definida por la ley de Weber, un cambio en el nivel de iluminación del fondo da lugar a un cambio proporcional en el umbral. Por último, la región de saturación se caracteriza por campos de adaptación con luminancias altas que producen la saturación de los bastones (Adelson, 1982).



**Figura 1.16.** Resultados de umbral incremental del sistema de bastones en función de la iluminación retiniana del campo de adaptación, obtenidos por Aguilar et al. (1954). *Adaptado de <http://webvision.med.utah.edu/imageswv/KallDark12.jpg>.*

En esta tesis, los distintos niveles de iluminación empleados, así como las condiciones experimentales que definen al estímulo, justifican que las tareas visuales analizadas muestren una dependencia de la luminancia del campo de adaptación mediada por la ley de Weber. A partir del incremento de luz representado en función de la luminancia del fondo se puede calcular el contraste del estímulo. El cálculo de los contrastes empleados para las medidas psicofísicas de esta tesis se lleva a cabo aplicando la ley de Weber, que considera un estímulo con variabilidad espacio-temporal:

$$C = \frac{L_t - L_b}{L_b}$$

Ecuación 1.1

donde  $L_t$  representa la luminancia del test o estímulo, representando la adición de la luminancia del fondo,  $L_b$ , y el incremento de luminancia sobre dicho fondo,  $\Delta L$  (figura 1.15).

El proceso de adaptación a la iluminación descrito es posible gracias a la existencia de diferentes procesos de adaptación a la luz cuyo propósito es proporcionar un rendimiento visual óptimo independientemente del nivel de iluminación. La respuesta neuronal presenta una zona lineal en la que dicha respuesta es proporcional a la estimulación, y una zona no lineal, correspondiente a la saturación de la respuesta. El objetivo de la adaptación es mantener la respuesta neuronal dentro de esa linealidad. Para ello, existen a nivel receptor mecanismos, como la variación del diámetro pupilar, el blanqueamiento y la regeneración del fotorpigmento de los fotorreceptores. Estos mecanismos de carácter multiplicativo controlan la ganancia de la respuesta neuronal escalando la luminancia global percibida, tanto del campo de adaptación, como del estímulo. Sin embargo, son procesos lentos y poco efectivos, por lo que ante determinadas condiciones que requieren de una respuesta visual rápida, es necesaria la actuación de mecanismos post-reptorales, más rápidos y efectivos. A continuación, se describen los mecanismos receptores y post-reptorales implicados en la adaptación a la luz.

#### *Variación del diámetro pupilar*

La variación en el nivel de iluminación que produce el cambio en el diámetro pupilar es de alrededor de un orden de magnitud. De ahí que su contribución a la adaptación visual sea baja, aunque importante al actuar en primer lugar al desencadenarse la adaptación a la iluminación.

#### *Blanqueamiento y regeneración del fotorpigmento de los fotorreceptores*

Este proceso fotoquímico, de naturaleza lenta, constituye el principal mecanismo de adaptación del sistema visual. Un cambio en el estado estable de concentración de los fotorpigmentos en los fotorreceptores puede dar cuenta de variaciones de luminancia de hasta 8 órdenes de magnitud, constituyendo el mecanismo que más aporta a la capacidad de adaptación del sistema visual.

En relación al apartado 1.1.2.1 dedicado a los fotorreceptores, a continuación se describe de forma breve en qué consiste este proceso y cómo contribuye a la adaptación a la luz. El proceso de fototransducción, ya descrito, desencadena una hiperpolarización en la membrana del fotorreceptor y la transmisión de potenciales de acción, constituyendo el medio de propagación de la señal visual. Tras la absorción del fotón, el fotorpigmento no está activo, es decir, se encuentra blanqueado. Cuando se

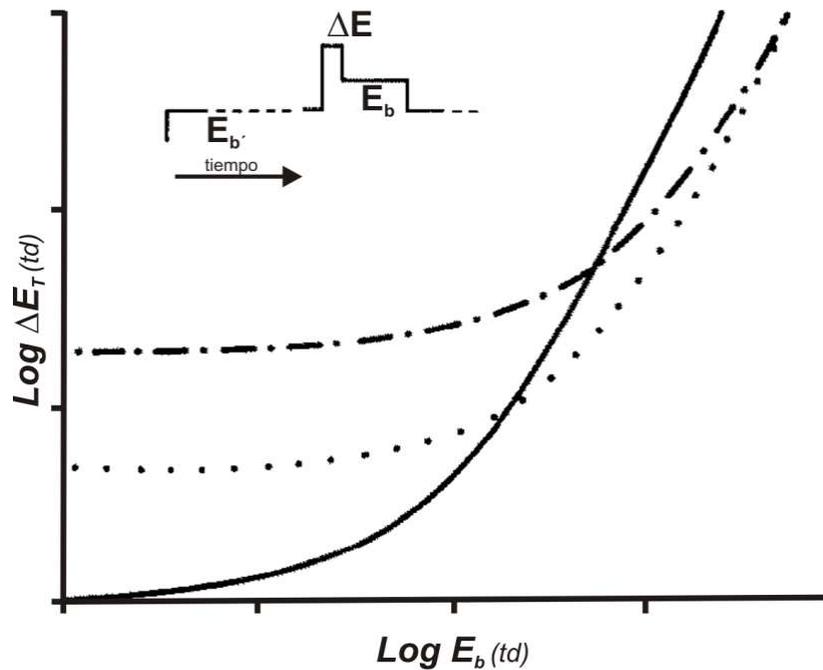
regenera, recupera su capacidad para absorber fotones. El incremento en el nivel de iluminación del estímulo supone un aumento en la absorción de fotones por parte del fotorreceptor, lo que disminuye las moléculas disponibles del mismo. Por lo que se produce una disminución del fotorreceptor disponible, siendo necesario incrementar la intensidad del estímulo para su detección. En el caso de los bastones, el fotorreceptor disponible se blanquea rápidamente, lo que supone la saturación de estos fotorreceptores a bajos niveles de iluminación. En el caso de los conos, la modulación entre blanqueamiento y regeneración es más efectiva, ya que la reducción de fotorreceptor disponible disminuye su capacidad para absorber fotones, modulando la intensidad efectiva del estímulo luminoso (Boynton et al., 1970; Stockman et al., 2006; Valenton et al., 1983). Entendiendo como intensidad efectiva aquella capaz de desencadenar una respuesta neuronal.

#### *Mecanismos post-receptores de adaptación visual*

Previamente se describieron los mecanismos receptores de adaptación a la luz y naturaleza multiplicativa que controlan la ganancia escalando la luminancia del campo de adaptación y el estímulo simultáneamente. A continuación, se describen los mecanismos de adaptación a la luz post-receptores.

Los mecanismos post-receptores pueden ser de naturaleza multiplicativa o sustractiva. Los mecanismos multiplicativos, como ya se ha mencionado, evitan la saturación re-escalando la luminancia global percibida. Es decir, producen una variación proporcional en la tasa de disparo en respuesta a un cambio en el nivel de iluminación (Shapley et al., 1984), afectando por igual al campo de adaptación y al estímulo presentado en el mismo. Mientras que los mecanismos sustractivos reducen la respuesta proporcionada por el campo de adaptación mediante la supresión parcial de su señal. De esta manera, el efecto de la luminancia del campo de adaptación se reduce hasta en un 90% (Geisler, 1981), mientras que la luminancia del estímulo no se ve afectada (Adelson, 1982). En función del nivel de iluminación, la velocidad y localización de los distintos mecanismos varía. La figura 1.17 representa el efecto de los mecanismos multiplicativos y sustractivos sobre una curva *tvi*.

En primer lugar, se determina el CU de detección en oscuridad, presentando el campo de adaptación y el estímulo simultáneamente (línea continua). En segundo lugar, la línea discontinua (punto-guion) muestra los valores de CU obtenidos con un campo de adaptación estacionario y el efecto aislado del mecanismo multiplicativo.



**Figura 1.17.** Resultados de CU ( $\Delta E_T$ ) obtenidos en oscuridad (línea continua), en función del nivel de iluminación de un fondo estacionario ( $E_b$ ) y por el efecto del mecanismo multiplicativo (línea discontinua punto-guion), y en función del nivel de iluminación de un fondo estacionario y por el efecto de mecanismos sustractivos y multiplicativos (línea punteada), todos en escala logarítmica. *Adaptado de Hayhoe et al. (1992).*

A consecuencia de este mecanismo la curva se desplaza hacia arriba y a la derecha, afectando tanto al estímulo como al campo de adaptación. En último lugar, la línea de puntos representa el efecto combinado de mecanismos sustractivos y multiplicativos. En este caso, la respuesta al campo de adaptación estacionario disminuye y el cambio en la pendiente se debe en exclusiva al efecto del estímulo (control de ganancia).

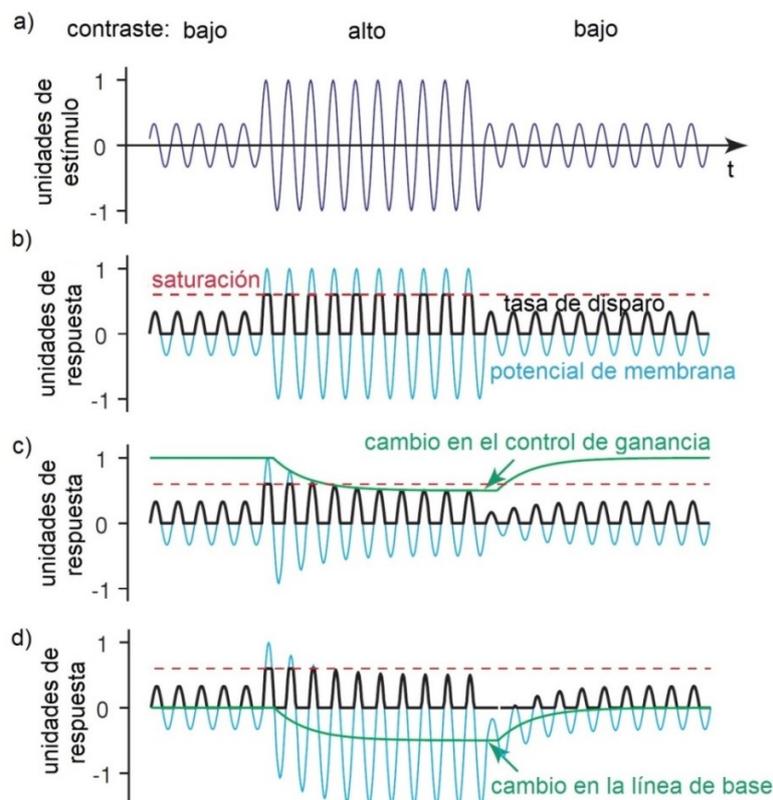
### 1.1.3.2.3 Adaptación al contraste y ganancia de contraste

En este apartado se introducen los distintos mecanismos de adaptación al contraste existentes, prestando atención al mecanismo de GC por ser el responsable de dicha adaptación en las condiciones experimentales en que se desarrollan los experimentos de esta tesis. Se describen las vías del procesamiento visual que expresan dicho mecanismo, sus propiedades y su caracterización desde el punto de vista de la psicofísica.

Aunque el propósito del sistema visual es detectar la presencia de luz, se ha demostrado que la respuesta neuronal depende más del contraste de la escena visual que del nivel de iluminación (Truchard et al., 2000). La sensibilidad al contraste se reduce tras la presentación de un estímulo de alto contraste, de forma similar a como ocurre tras presentar un estímulo de alta luminancia. Demb et al. (2008) demostraron la existencia de mecanismos implicados en la adaptación al contraste, similares a los

mecanismos de adaptación a la iluminación, de tipo sustractivo y de tipo multiplicativo. Estos mecanismos permiten incrementar la sensibilidad del sistema visual a bajos contrastes y reducirla a altos contrastes para evitar la saturación de la respuesta neuronal (Beaudoin et al., 2007). Es decir, la adaptación al contraste permite responder de manera eficiente ante las distintas características que definen un estímulo independientemente de las variaciones en el nivel de contraste. El efecto de ambos tipos mecanismos sobre la respuesta del sistema visual se muestra en la figura 1.18. El estímulo empleado (figura 1.18a) corresponde a un flujo sinusoidal con un nivel de iluminación promedio constante pero con variaciones periódicas en el contraste. Las tres representaciones 1.18b – 1.18d muestran la respuesta de una célula ganglionar sobre la que actúan: 1.18b: sin acción de mecanismos de adaptación; 1.18c: mecanismo de adaptación al contraste rápido de tipo multiplicativo; 1.18d: mecanismo de adaptación al contraste lento de tipo sustractivo. Con una línea negra se representa la tasa de disparo de la célula ganglionar. Con una línea azul se representa el potencial de membrana de la célula ganglionar.

En la figura 1.18b la respuesta no muestra adaptación, por lo que al emplear un contraste alto la respuesta se satura y distorsiona. En la figura 1.18c se representa el mecanismo de adaptación al contraste rápido: ante la presentación de un contraste



**Figura 1.18.** *a.* Estímulo sinusoidal con nivel de iluminación constante y contraste variable en el tiempo. *b.* Respuesta de la célula ganglionar sin la acción de mecanismos de adaptación al contraste. *c.* Acción del mecanismo de adaptación al contraste rápido. *d.* Acción del mecanismo de adaptación al contraste lento. *Adaptado de Demb (2008).*

alto, la respuesta se adapta de manera inmediata reduciendo la GC y evitando la saturación. Ante la posterior presentación de un contraste bajo, el control de ganancia vuelve a su valor de partida y la célula recupera su sensibilidad inicial. En la figura 1.18d se representa el mecanismo de adaptación al contraste lento: ante la presentación de un contraste alto, la respuesta se adapta mediante una hiperpolarización gradual que da lugar a un cambio en el potencial de reposo, previniendo la saturación. Ante la posterior presentación de un contraste bajo, el potencial de reposo vuelve al valor de partida y la célula recupera su sensibilidad inicial. De manera que la respuesta neuronal se adapta al contraste para evitar la saturación mediante dos posibles mecanismos (Baccus et al., 2002; Zaghloul et al., 2007). Mientras que el mecanismo rápido o de GC actúa en los primeros 100 ms tras la presentación del estímulo con alto contraste; la hiperpolarización y posterior recuperación del potencial de reposo requiere de hasta 30s (Baccus et al., 2002; Brown et al., 2001; Kim et al., 2001; Manookin et al., 2006; Smirnakis et al., 1997; Victor, 1987; Zaghloul et al., 2005).

Antes de describir ambos mecanismos, es necesario exponer un aspecto relevante y común para ambos: la contribución de los fotorreceptores. Shapley et al. (1984) observaron que la adaptación al contraste puede modificar la respuesta neuronal de distinta forma dependiendo de si se estimula el centro o la periferia de los campos receptivos de las células ganglionares, es decir, los mecanismos de adaptación aparecen tras la segregación de los campos receptivos y por lo tanto no pueden aparecer en los fotorreceptores. Posteriormente Baccus et al. (2002) obtuvieron que, en la misma línea, la respuesta de las células ganglionares, no de fotorreceptores, presenta cambios debido a la adaptación al contraste, tanto en la transición de un contraste bajo a alto o viceversa, como en el periodo de adaptación subsecuente.

#### *Mecanismo rápido de adaptación al contraste o ganancia de contraste*

La GC afecta a la respuesta neuronal inmediata (Victor 1987) evitando la saturación ante la presencia de estímulos con alto contraste y ajustando la sensibilidad ante estímulos con diferente contraste. La GC actúa a nivel de las células bipolares y ganglionares. Los trabajos electrofisiológicos de Rieke (2001) en retina de salamandra localizan este mecanismo concretamente en la sinapsis entre las células bipolares y las células ganglionares. No obstante, no todas las células bipolares presentan adaptación y las que lo hacen experimentan una reducción en el tiempo de integración y un cambio en la ganancia (Baccus et al., 2002). La disminución de este tiempo reduce la sensibilidad a frecuencias espaciales y temporales bajas, mientras que el cambio en la ganancia evita la saturación (Demb, 2002). En cualquier caso, estos cambios asociados a la adaptación se manifiestan en menor grado en comparación con los que acontecen en las células ganglionares (Baccus et al., 2002). Además del cambio descrito en la ganancia derivado del mecanismo sináptico que tiene lugar entre células bipolares y

ganglionares, Kim et al. (2001) y Zaghloul et al. (2005) demostraron, en un trabajo realizado en retina de salamandra, la existencia de un mecanismo intrínseco de las células ganglionares que de igual forma controla la GC. El trabajo de Kim et al. (2003), también en retina de salamandra, atribuye la base fisiológica de este mecanismo intrínseco a cambios en la conductancia producidos por la inactivación de canales de sodio. Junto con la reducción en el tiempo de integración y el cambio en la ganancia ya descritos, en el momento inmediatamente posterior al cambio en el contraste del estímulo se produce también una despolarización rápida (Demb, 2002). Esta despolarización incrementa la frecuencia de disparo de la célula ganglionar, indicativo de que la escena visual ha cambiado (Demb, 2002). Sin embargo, tampoco todas las células ganglionares se adaptan al contraste por igual (Bernadete et al., 1992). Los estudios fisiológicos de Jacoby et al. (1996), Bernadete et al. (1999) y Chander et al., (2001) mostraron que las células ganglionares enanas, que conforman la vía PC, presentan un menor grado de GC, tanto en el mecanismo presente en la sinapsis con las células bipolares como en el derivado de la inactivación de los canales de sodio. Sin embargo, las células ganglionares parasol, que conforman la vía MC, muestran un mecanismo robusto de control de ganancia.

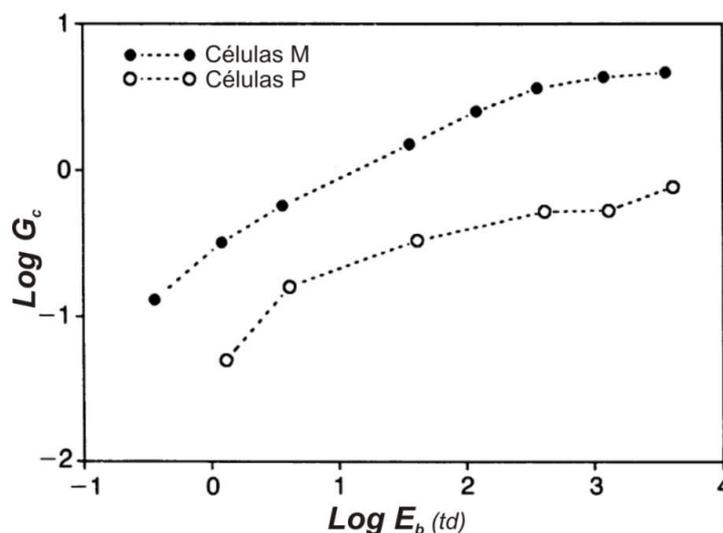
A modo de enlace con el siguiente apartado, la despolarización que se produce en las células ganglionares constituye un proceso con un alto consumo metabólico (Attwell et al., 2001), por lo que es necesaria una hiperpolarización posterior que reduzca la frecuencia de disparo y permita conservar la energía. Esta hiperpolarización se produce gracias al mecanismo lento de adaptación al contraste.

#### *Mecanismo lento de adaptación al contraste*

Chander et al. (2001) estudiaron detalladamente el componente lento de la adaptación al contraste. Este mecanismo tiene un rango temporal variable de entre 1 y 30 s, tiempo durante el cual se realiza un barrido de la escena visual que permite ajustar la sensibilidad retiniana al contraste promedio de la misma. El mecanismo lento de adaptación al contraste deriva de una hiperpolarización gradual (5-10 mV) de la membrana celular de las células ganglionares (Baccus et al., 2002; Carandini 2000), que produce una modulación en la generación de potenciales de acción (Baccus et al., 2002). Esta hiperpolarización se produce, en gran medida, debido a una reducción en la liberación de glutamato en la sinapsis con las células bipolares (Baccus et al., 2002; Manookin et al., 2006). Wu et al. (2000) también observaron que la adaptación al contraste lenta no está presente en todos los tipos de células bipolares y es que, como ya habían observado Burrone et al. (1997) y Kaneko et al. (1985), existe un componente adicional al mecanismo lento de adaptación al contraste en las células bipolares. Probablemente relacionado con cambios en la concentración de calcio derivados de una despolarización de la membrana.

*Vías de procesamiento visual que expresan ganancia de contraste*

Como se mencionó anteriormente, el efecto de la GC varía en función del tipo de célula ganglionar excitada y, por lo tanto, se expresa en distinto grado dependiendo de la vía visual estimulada, MC o PC. Los trabajos de Burbeck et al. (1981) en gatos contribuyeron a definir la división y propiedades espacio-temporales de ambas vías. En su trabajo, se registraron valores altos de GC al emplear frecuencias espaciales bajas y temporales altas; mientras que valores bajos de GC se obtienen con frecuencias espaciales altas y temporales bajas. Esta división del dominio de frecuencias entre regiones con baja y alta ganancia es coherente con la dualidad existente entre las vías visuales MC y PC. De especial relevancia, en el proceso de comprensión de las propiedades y efectos de la GC, es el trabajo de Purpura et al. (1988), realizado en primates. Purpura et al. (1988) obtienen valores de GC en la vía MC de hasta 6 veces los valores obtenidos en la vía PC; diferencia que puede observarse en la figura 1.19, que representa la GC ( $G_c$ ) en función de la iluminación retiniana ( $E_b$ ) de células ganglionares de ambas vías, y que sería reforzada por trabajos posteriores (Bernadete et al., 1992; Kaplan et al., 1986; Lee et al., 1994).



**Figura 1.19.** GC ( $G_c$ ) (en impulsos por segundo por porcentaje de contraste) en función de la iluminación retiniana (trolands,  $Td$ ), representado en escala logarítmica para dos poblaciones de células ganglionares pertenecientes a las vías magnocelular (M) y parvocelular (P) en retina de primates. *Adaptado de Purpura 1988.*

Purpura atribuye esta diferencia al mayor campo receptivo de las células ganglionares parasol, ya que la GC se considera el producto de la ganancia (impulsos por quantum de luz) y el flujo luminoso medio (quantums por segundo) de dicho campo receptivo (Shapley et al., 1984). Si se tiene en cuenta que la vía MC actúa como un detector de contrastes en un amplio rango de luminancias (Shapley et al., 1984), mientras que la vía PC proporciona información en el procesamiento del color y los detalles (Lennie, 1993), parece más evidente que el efecto de la GC sea mayor en la vía MC.

### *Propiedades de la ganancia de contraste*

A continuación se detallan las características que definen al estímulo y que afectan a la GC, entre las más relevantes y de importancia en el desarrollo de esta tesis doctoral se encuentran el nivel de iluminación, la frecuencia espacial y la excentricidad.

#### 1. Influencia del nivel de iluminación

En condiciones de iluminación mesópicas, la información visual que converge en una célula ganglionar lo hace a través de vías distintas, cuya actividad depende del nivel de iluminación. Estas vías han sido descritas en el apartado 1.1.2.1 del marco teórico, correspondiendo a la vía de los bastones, tanto directa como indirecta, y a la vía de las uniones tipo GAP entre conos y bastones. Empleando la psicofísica, mediante la medida del tiempo de reacción visual (TRV), Cao et al. (2011) demostraron que la primera vía lenta de los bastones opera por debajo de 0.2 Td y que la segunda vía rápida de los bastones y conos, mediante uniones GAP, opera por encima de 0.2 Td (recordando que el mesópico abarca un rango de iluminaciones retinianas de 2 a 20 Td). Se ha demostrado que cuando las condiciones visuales implican cierto grado de actividad de los conos, el procesado de la información es más rápido que el de los bastones (Barbur, 1982; MacLeod, 1972; Sharpe et al., 1989; van den Berg et al., 1977) y, al considerarse la GC un mecanismo de adaptación rápido, se espera que la vía de conos y bastones medie dicho mecanismo (Sharpe et al., 1999) en condiciones mesópicas. Estas condiciones son las presentes en los experimentos que conforman esta tesis doctoral.

Al aumentar el nivel de iluminación se produce un incremento en la GC (Purpura et al., 1988; Shapley et al., 1984), hasta alcanzar un valor asintótico en niveles de iluminación fotópicos. Este efecto de la luminancia, como puede observarse en la figura 1.19, está presente para las vías MC y PC.

#### 2. Influencia de la frecuencia espacial

En cuanto al efecto de la frecuencia espacial del estímulo, Manookin et al. (2006) demostraron que estímulos con baja frecuencia espacial favorecen la actividad de la GC. Mientras que estímulos con alta frecuencia espacial favorecen el mecanismo lento de adaptación al contraste.

#### 3. Influencia de la excentricidad retiniana

La GC depende de la excentricidad, incrementándose al alejarnos del área foveal (Shapley et al., 1984), ya que el tamaño del campo receptivo aumenta con la excentricidad y el efecto de la GC es directamente proporcional al tamaño. Sin embargo, como ya se ha apuntado previamente, el tamaño de los campos receptivos no es el único factor que afecta a la GC. A bajas frecuencias espaciales y bajas

luminancias, dos trabajos de enfoque psicofísico han encontrado que la GC es independiente de la excentricidad (Aguirre et al., 2011; Murray et al., 2003).

#### *Caracterización psicofísica de la ganancia de contraste: tiempo de reacción visual*

Revisando la literatura, se obtiene que la cuantificación psicofísica de la GC es posible aplicando estudios de enmascaramiento de contraste (Burbeck et al., 1981; Holmes et al., 2004), midiendo el CU de discriminación (Pokorny et al., 1997), midiendo potenciales visuales evocados (Hood et al., 2006) o cuantificando el TRV en función del contraste (Cao et al., 2010; Murray et al., 2003; Plainis et al., 2000). En cuanto a ésta última tarea, Plainis et al. (2000) y Murray et al. (2003) han demostrado, por un lado, el efecto que distintos factores que definen el entorno visual, como la frecuencia espacial, el contraste, la luminancia o la excentricidad tienen sobre el TRV. Por otro lado, que la relación lineal existente entre el TRV y el contraste permite considerar la pendiente resultante del ajuste de regresión lineal un parámetro útil para determinar el mecanismo de adaptación subyacente al TRV. En concreto, la GC se caracteriza como la inversa de dicha pendiente (Aguirre et al., 2008; McKeefry et al., 2003; Murray et al., 2003).

#### *Tiempo de reacción visual*

El TRV se define como el intervalo de tiempo comprendido entre la presentación de un estímulo y la respuesta voluntaria al mismo. El TRV puede dividirse en tres componentes:

- Componente visual: detección del estímulo.
- Componente cognitivo: percepción del estímulo.
- Componente motor: respuesta al estímulo

Extner, Wundt, Cattell y Piéron han demostrado la relación inversa existente entre el TRV y la intensidad del estímulo, siendo la ley conocida como ‘Ley de Piéron’ la que proporciona un mejor ajuste de todas las estudiadas (Pins et al., 2000). Dicha ley se expresa:

$$TR = TR_0 + \beta * C^{-1}$$

Ecuación 1.2

donde  $TR$  es el tiempo de reacción obtenido,  $TR_0$  es la asíntota del tiempo de reacción cuando se emplean contrastes altos y los resultados obtenidos se deben principalmente a la acción de componentes no visuales,  $\beta$  es una constante que caracteriza la pendiente de la curva TRV – contraste (denominada  $k$  en los trabajos de Murray et al. 2003) y  $C$  es el contraste de Michelson. Los resultados obtenidos por Pins et al. (2000) sostienen la validez del empleo de la ley de Piéron para el rango de luminancias escotópicas y mesópicas. Debido a su naturaleza psicofísica, los valores de

TRV van a verse afectados por múltiples factores. La bibliografía recoge que, como expone Cengiz et al. (2014), el TRV depende de variables como el contraste del estímulo, la luminancia y otros factores relacionados con el observador, como son la sensibilidad retiniana, la excentricidad retiniana y la edad (Walkey et al., 2006). La posibilidad de analizar el efecto de estos factores sobre el TRV hace que sea una tarea representativa del rendimiento visual en situaciones realistas como la conducción nocturna, habiéndose demostrado la relación entre el número de accidentes y el TRV (Bullough et al., 2000; He et al., 1998; Plainis et al., 2002).

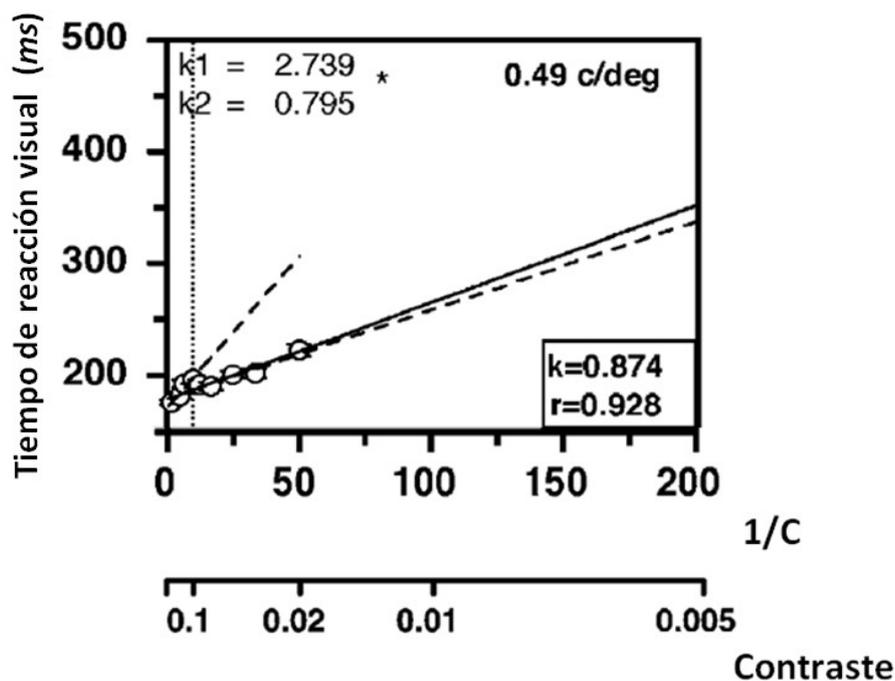
Los primeros estudios del TRV analizaron cómo la variación de la frecuencia espacial del estímulo afectaba a esta tarea (Breitmeyer, 1975) y demostraron la existencia de dos canales para el procesamiento de las frecuencias espaciales: un canal especializado en bajas frecuencias espaciales (canal transitorio o vía MC) y otro canal especializado en altas frecuencias espaciales (canal sostenido o vía PC). Como ya se comentó anteriormente, la vía MC codifica estímulos con baja frecuencia espacial debido a su baja resolución espacial y la vía PC codifica estímulos con alta frecuencia espacial debido a su alta resolución espacial (Breitmeyer, 1975; Plainis et al., 2000). Por otra parte, diversos autores analizaron el TRV en función del contraste (Harwerth et al., 1978). Al emplear estímulos de bajo contraste, con un rango determinado de frecuencias espaciales (bajas-medias) y con un nivel de iluminación mesópico, los resultados se dividían en dos secciones bien diferenciadas al representarlos en función del contraste. Esta diferenciación sugiere la presencia y acción coordinada de mecanismos mediados por las vías antes descritas, MC y PC. El contraste a partir del cual se observa esta diferenciación corresponde a un contraste de Michelson aproximado de 0.1 (línea punteada, figura 1.20), para un amplio rango de condiciones experimentales, y se manifiesta como un cambio en la pendiente de ajuste debido a que el TRV pasa de ser mediado por una vía a ser mediado por otra (Felipe et al., 1993; Harwerth et al., 1978; Parry et al., 1988).

La figura 1.20 muestra un ejemplo de esas condiciones, para un estímulo de 0.49 cpg ( $c/deg$ ) y una luminancia de fondo de  $20 \text{ cd/m}^2$ , observándose que el TRV aumenta al disminuir el contraste. El valor de la pendiente más pronunciada,  $k_1$  (2.74), representa el mecanismo de GC que actúa sobre el conjunto de resultados obtenidos a altos contrastes y mediados por la vía PC.

El valor de la pendiente menos abrupta,  $k_2$  (0.79), representa el mecanismo de GC que actúa sobre el conjunto de resultados obtenidos a bajos contrastes y mediados por la vía MC. Esta transición se explica desde el punto de vista fisiológico. Al emplear estímulos de bajo contraste, el número de neuronas estimuladas es menor, por lo que es necesario que exista un mecanismo de GC alto que permita detectar cambios en el estímulo (vía MC). Al incrementar el contraste la vía MC se satura (Kaplan et al., 1986) y el incremento en la estimulación neuronal, mediado ahora por la vía PC, explica la

reducción en el TRV, quedando relegado a un segundo plano la necesidad del mecanismo de GC. Esta diferenciación del procesamiento visual está ampliamente descrita y justificada en la literatura. En primer lugar, los primeros experimentos de carácter fisiológico en primates de Tootel et al. (1998) mostraron que a bajos contrastes la vía MC está activa. Con el uso de la misma técnica, Kaplan et al. (1986) y Sclar et al. (1990) concluyeron que las células de la vía PC tienen una menor sensibilidad que las células de la vía MC en un amplio rango de frecuencias espaciales.

En nuestras condiciones experimentales, típicas de la conducción nocturna, el TRV está mediado por la vía MC y la adaptación al contraste se produce en base a la GC, predominando sobre el mecanismo lento de adaptación (Cao et al., 2010; Manookin et al., 2006; Murray et al., 2003). Estas condiciones incluyen bajas frecuencias espaciales (Morrison et al., 1993), bajas luminancias (CIE, 2010), bajos contrastes (Lingard et al., 2002) y visión excéntrica (Cengiz et al., 2014; 2015; Franchak et al., 2010; Várady et al., 2006).



**Figura 1.20.** Promedio TRV visual en función del contraste y la inversa del contraste para una frecuencia espacial del estímulo de 0.49 c/deg, una luminancia de 20 cd/m<sup>2</sup> y visión foveal. Las líneas discontinuas representan el ajuste de regresión de los dos conjuntos de datos, correspondientes a los resultados obtenidos para bajos contrastes (umbral – C: 0.1) y para altos contrastes (C: 0.1 – C: 0.5). La línea punteada muestra el punto de transición de una vía a otra de procesamiento visual, correspondiente a un contraste de Michelson de 0.1. *Adaptado de Murray et al. (2003).*

Por último, pero no de menor importancia, cabe destacar la importancia del factor edad en el TRV, de especial relevancia en los experimentos que conforman esta tesis doctoral. Se ha demostrado ampliamente que en sujetos mayores con medios oculares fisiológicamente normales para su edad, el TRV aumenta en comparación con sujetos jóvenes (Grabowski et al., 2013).

#### *Estimación de la ganancia de contraste*

Dicha estimación tiene como base la ley de Piéron, a partir de la cual Murray et al., (2003) definen la GC a partir de la constante  $\beta$  (a la que denomina  $k$ ) que caracteriza la pendiente de la curva TRV – contraste. Ésta pendiente presenta una alta linealidad, como se ha podido confirmar en experimentos realizados en numerosos observadores y para distintas condiciones experimentales (Plainis et al., 2000). Considerándose como un índice de la sensibilidad o ganancia del mecanismo subyacente.

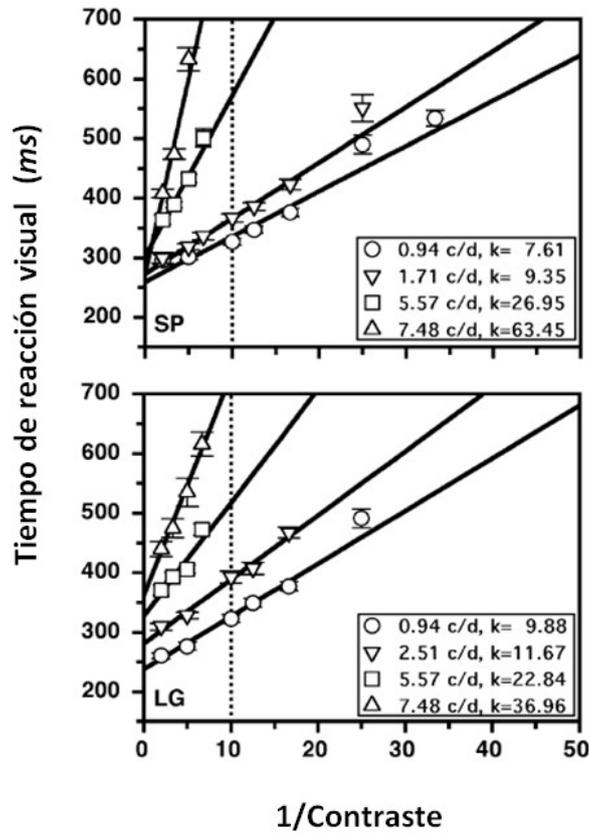
#### *Factores que influyen en la ganancia de contraste*

Entre los resultados del experimento de Murray et al. (2003), a continuación se exponen aquellas características de la GC relevantes (desde un enfoque psicofísico) para las condiciones experimentales en las que se desarrolla el experimento de esta tesis: el efecto de la frecuencia espacial, la luminancia, la duración y la excentricidad del estímulo.

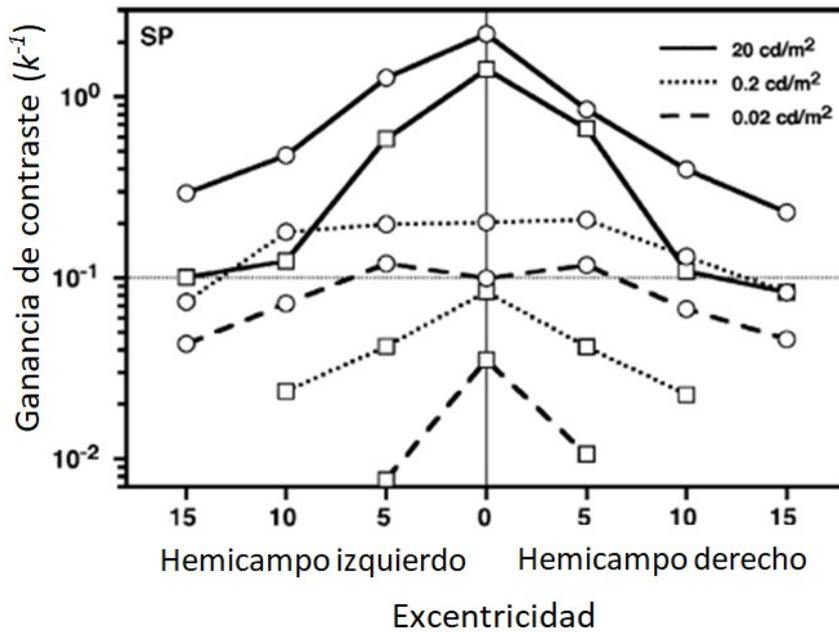
##### - Frecuencia espacial

En cuanto al efecto de la frecuencia espacial, la figura 1.21 representa, para dos sujetos, los resultados de TRV en función de la inversa del contraste para distintas frecuencias espaciales ( $c/d$ ) y una luminancia de fondo de  $0.02 \text{ cd/m}^2$ . Condiciones similares a las empleadas en nuestro experimento.

En ambos sujetos se observa que al disminuir la frecuencia espacial del estímulo (próximos al valor del estímulo empleado en los experimentos de esta tesis) la pendiente de ajuste ( $k$ ) disminuye. Es decir, la GC, recordando que se obtiene como  $1/k$ , se incrementa al disminuir la frecuencia espacial del estímulo.



**Figura 1.21.** TRV en función de la inversa del contraste para distintas frecuencias espaciales y para una luminancia de fondo de 0.02 cd/m<sup>2</sup>. Adaptado de Murray et al. (2003).



**Figura 1.22.** GC en función de la excentricidad retiniana para distintas luminancias (0.02, 0.2 y 20 cd/m<sup>2</sup>) y frecuencias espaciales de estímulo (círculos: 0.49 cpd; cuadrados: 5.57 cpd). Adaptado de Murray et al. (2003).

- Luminancia y excentricidad

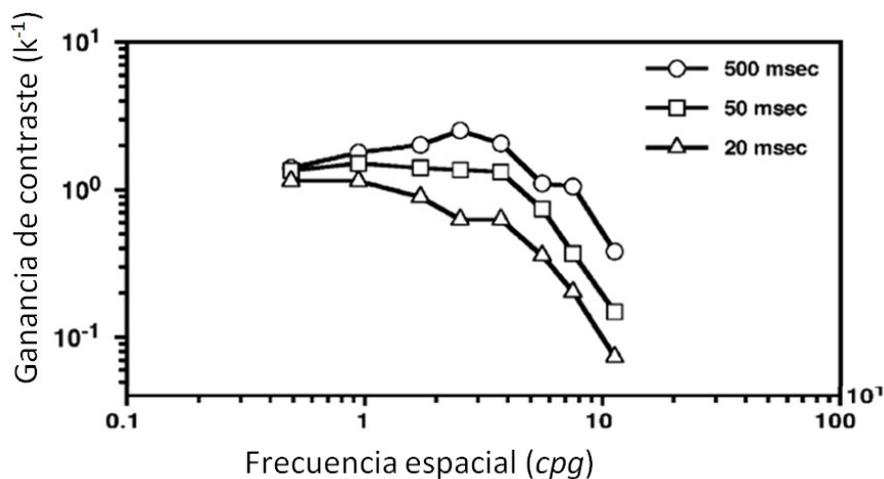
En cuanto al efecto de la luminancia, la figura 1.22 representa, para un sujeto, los valores de GC ( $k^{-1}$ ) en función de la excentricidad retiniana (de  $0^\circ$  a  $15^\circ$  en retina nasal y temporal) para las distintas luminancias de estímulo ( $20$ ,  $0.2$  y  $0.02$   $\text{cd/m}^2$ ) y dos frecuencias espaciales (círculos:  $0.49$   $\text{cpg}$ ; cuadrados:  $5.57$   $\text{cpg}$ ).

En primer lugar, se observa como la GC se incrementa al aumentar la luminancia del estímulo. Para una misma luminancia, la GC es siempre mayor con la frecuencia espacial más baja ( $0.49$   $\text{cpg}$ ), en concordancia con el gráfico anterior.

En segundo lugar, en cuanto al efecto de la excentricidad en el mecanismo de GC, se observa una interacción con la luminancia y frecuencia espacial del estímulo. Para  $20$   $\text{cd/m}^2$ , y para  $0.2$   $\text{cd/m}^2$  en menor medida, la GC disminuye con la excentricidad para todas las frecuencias espaciales empleadas. Sin embargo, al emplear una luminancia baja ( $0.02$   $\text{cd/m}^2$ ) y una frecuencia espacial baja ( $0.49$   $\text{cpg}$ ) la GC es independiente de la excentricidad.

- Tiempo de exposición

Por último, en cuanto al efecto del tiempo de exposición, la figura 1.23 representa la GC en función de la frecuencia espacial para distintos tiempos de exposición del estímulo ( $20$ ,  $50$  y  $500$   $\text{ms}$ ).



**Figura 1.23.** GC en función de la frecuencia espacial del estímulo para distintos tiempos de exposición ( $20$ ,  $50$  y  $500$   $\text{ms}$ ). *Adaptado de Murray et al. (2003).*

La GC depende de la interacción entre la frecuencia espacial del estímulo y el tiempo de exposición del mismo. Para bajas frecuencias espaciales, la GC es independiente de la duración del estímulo. Sin embargo, para altas frecuencias espaciales, la GC disminuye al disminuir el tiempo de exposición.

## 1.2 Radiometría y fotometría. Radiancia espectral

En este apartado se aborda la definición de las diferentes magnitudes radiométricas y fotométricas relevantes en esta tesis. Por su relación directa y gran importancia en este trabajo, en segundo lugar se describen las distintas fuentes de luz artificiales existentes, otorgando especial importancia a aquellas empleadas en los experimentos. En tercer lugar, se acomete la descripción de la sensibilidad espectral del sistema visual. Por último, pero no por ello menos relevante para cumplir los objetivos de este trabajo, se exponen los distintos sistemas de fotometría mesópica existentes, así como su relación y aplicación en la conducción nocturna.

La radiometría es la ciencia encargada de la medición de la energía radiante. Mientras que la fotometría es la rama de la radiometría encargada de medir la energía radiante normalizándola respecto a la respuesta del sistema visual humano. A continuación, se definen las magnitudes radiométricas y fotométricas necesarias para la correcta comprensión del desarrollo de los experimentos de esta tesis (Artigas et al., 1995; McCluney 1994).

### 1.2.1 Magnitudes radiométricas

*Energía radiante ( $Q_\lambda$ ):* Se define como la cantidad de energía emitida, transferida o recibida por una superficie con un área determinada, considerando todas las longitudes de onda contenidas en la radiación, su unidad es el julio ( $J$ ). Si se considera únicamente un intervalo de longitudes de onda, la energía radiante espectral queda definida por:

$$Q_\lambda = \frac{dQ}{d\lambda} \quad \text{Ecuación 1.3}$$

donde  $Q_\lambda$  es la energía radiante espectral,  $Q$  la energía radiante y  $d\lambda$  el rango de longitudes de onda definido. Su unidad es el  $J/nm$ .

*Flujo radiante espectral ( $\Phi_\lambda$ ):* Cuando la energía radiante espectral se considera en un intervalo de tiempo determinado se habla de flujo radiante espectral, cuya unidad es  $W/nm$ :

$$\phi_\lambda = \frac{dQ_\lambda}{dt} \quad \text{Ecuación 1.4}$$

*Radiancia ( $L_E$ ):* La radiancia es la magnitud radiométrica básica que permite la definición de todas las magnitudes radiométricas restantes. Cuando la radiancia se define en función del espectro electromagnético se denomina radiancia espectral. Definiéndose como la cantidad de flujo radiante ( $\Phi$ , energía por unidad de tiempo, vatios,  $W$ ) por unidad de longitud de onda (micras,  $\mu m$ ) emitida por una superficie con

un ángulo sólido ( $d\Omega$ , estereorradián, *steradians*, *sr*) con un área determinada ( $A_s$ , metros) y cuya unidad es  $W*m^{-2}*μm^{-1}*sr^{-1}$ :

$$L_E = \frac{d^2\phi(\lambda)}{dA_s d\Omega}$$

Ecuación 1.5

### 1.2.1.1 Fuente extensa

El término fuente hace referencia a una superficie emisora de energía radiante. Si las dimensiones de la fuente son pequeñas con respecto a la distancia de la superficie receptora u observador, la fuente se denomina puntual. Si esta condición no se cumple, la fuente se denomina extensa. En este experimento, las fuentes de luz empleadas se consideran extensas. Por lo tanto, las magnitudes radiométricas y fotométricas definidas son las correspondientes en exclusiva a una fuente de luz extensa.

*Exitancia radiante ( $M_e$ ):* Se define como el flujo radiante emitido por un elemento de superficie que contiene el punto, dividido por el área de dicho elemento de superficie, cuya unidad es  $W*m^{-2}$ :

$$M_e = \frac{d\phi}{dA_s}$$

Ecuación 1.6

*Radiancia ( $L_e$ ):* Se define como el flujo radiante emitido por un elemento de superficie que contiene el punto dado, dentro de un ángulo sólido que contiene la dirección de emisión, dividido por el área del elemento de superficie y el valor del ángulo sólido, cuya unidad es  $W*sr^{-1}*m^{-2}$ :

$$L_e = \frac{d\phi_\lambda}{d\omega * dA_s \cos\theta}$$

Ecuación 1.7

donde  $\Phi_\lambda$  es el flujo radiante total emitido en todo el ángulo alrededor de la fuente uniforme con ángulo  $d\omega$  y donde  $dA_s \cos\theta$  es una magnitud denominada 'área proyectada', que es el área de la propagación de la proyección de la superficie que contiene el punto,  $dA_s$ , sobre un plano perpendicular a la dirección de propagación.

### 1.2.1.2 Superficie receptora

*Irradiancia ( $E_e$ ):* referida a un punto de una superficie, es el flujo radiante recibido por un elemento de superficie que contiene el punto, dividido por el área de dicho elemento de superficie,  $dA_s$ , cuya unidad es  $W*m^{-2}$ :

$$E_e = \frac{d\phi_i}{dA_s}$$

Ecuación 1.8

donde  $\Phi_i$  es el flujo radiante recibido en una superficie con área  $A_s$ .

Aunque la unidad sea la misma que la exitancia radiante, aquí se refiere a flujo recibido y en la ecuación 1.6 a flujo emitido.

### 1.2.2 Magnitudes fotométricas

La visión es posible gracias a la absorción de energía radiante que ocurre en la retina. Las magnitudes radiométricas anteriormente descritas caracterizan cualquier tipo de energía radiante, pero no la respuesta del sistema visual ante dichas magnitudes. Por lo tanto, es necesario definir unas magnitudes específicas que caracterizan a la energía radiante como causante de una respuesta visual. Antes de describir dichas magnitudes, es necesario describir la curva de sensibilidad espectral ( $V_\lambda$ ), definida con el fin de caracterizar el sistema visual como receptor de energía radiante. Esta curva proporciona información sobre la sensibilidad relativa del sistema visual a las distintas longitudes de onda del espectro visible en condiciones de iluminación fotópicas.

De manera que a partir del observador de referencia fue posible definir las magnitudes fotométricas a partir de las radiométricas. La definición de la curva de sensibilidad relativa del sistema visual y del observador patrón se llevó a cabo en condiciones de iluminación fotópicas, donde los conos son los principales fotorreceptores responsables de la percepción visual. Sin embargo, la dualidad retiniana obligó a definir una nueva curva de sensibilidad espectral para condiciones de iluminación escotópicas en las que los bastones son los principales fotorreceptores activos. Ambas curvas se observan en la figura 1.24 y son descritas con más detalle en los apartados 1.2.4.1 y 1.2.4.2.

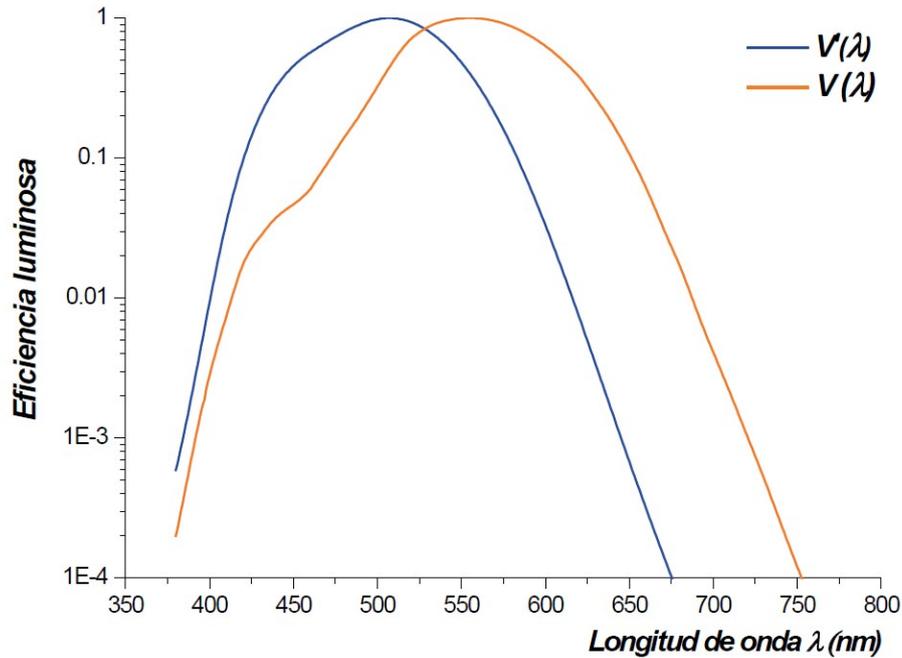
En la curva se observa un desplazamiento del pico de máxima eficiencia luminosa hacia longitudes de onda corta en  $V'_\lambda$ , fenómeno ya descrito en el apartado 1.1.3.1 y conocido como efecto Purkinje.

Habiendo definido ya las curvas de eficiencia luminosa espectral y el observador patrón de referencia fotométrico, se describen las magnitudes fotométricas consecuentes.

*Flujo luminoso (F)*: Se define como el flujo energético ( $\Phi_i$ ), de longitud de onda  $\lambda$ , emitido por una fuente de energía radiante, al que le corresponde una eficacia luminosa  $V_\lambda$ , cuya unidad es el *lumen (lm)*. Para una fuente de espectro continuo, como las empleadas en esta tesis, el flujo luminoso se define como:

$$F = \int_0^{\infty} \phi_\lambda V_\lambda d\lambda$$

Ecuación 1.9



**Figura 1.24.** Curvas de eficiencia luminosa espectral en función de la longitud de onda. En línea continua roja se representa la curva espectral de eficiencia luminosa espectral para la visión fotópica ( $V_\lambda$ ) propuesta por la CIE en 1924, incluyendo las modificaciones propuestas por Judd (1951). En línea continua azul se representa la curva espectral de eficiencia luminosa espectral para la visión escotópica ( $V'_\lambda$ ) propuesta por la CIE en 1951.

El lumen es el flujo luminoso correspondiente a una radiación monocromática de 555 nm con un flujo radiante de  $(1/683)$  W. Se define de manera que el pico de la curva de eficiencia fotópica tiene una eficacia luminosa de 683 lúmenes/vatio. Este valor del pico fotópico, tiene la misma eficacia que el valor de la curva escotópica a 507 nm.

### 1.2.2.1 Fuente extensa

Al igual que en el apartado de las magnitudes radiométricas, a continuación se definen las magnitudes fotométricas considerando una fuente extensa.

*Exitancia luminosa (M):* Se define como el flujo luminoso,  $F$ , emitido por un elemento de área determinada,  $A$ , en todas las direcciones, cuya unidad es el  $lm \cdot m^{-2}$ :

$$M = \frac{dF}{dA} \quad \text{Ecuación 1.10}$$

*Luminancia (L):* El aspecto visual de una fuente extensa que emite una radiación monocromática con una longitud de onda dada está caracterizado por esa radiancia ponderada por la función de eficiencia luminosa anteriormente descrita ( $V_\lambda$ ), es decir,

por el producto de  $L_e V_\lambda$ . Por lo tanto, la luminancia correspondiente a un flujo de espectro continuo, y cuya unidad es la  $cd \cdot m^{-2}$ , se define como:

$$L = k_m \int V(\lambda) L_e d\lambda \quad \text{Ecuación 1.11}$$

donde  $k_m$  es la eficacia luminosa espectral máxima.

Esta definición es posible ya que, según postula la ley de Abney, las luminancias son aditivas, pudiéndose definir la luminancia total a partir de una integral que abarque el espectro completo.

Dentro también de la caracterización mesópica de un iluminante y aunque no se considere una magnitud fotométrica como tal, se incluye el ratio-S/P no solo por su uso común como parámetro para caracterizar la SPD de un iluminante, también por su uso en esta tesis. El ratio-S/P se define como el ratio entre la SPD de una fuente de luz evaluada de acuerdo a la función de eficiencia lumínica espectral escotópica ( $V'_\lambda$ ) y la misma fuente de luz evaluada de acuerdo a la función de eficiencia lumínica fotópica ( $V_\lambda$ ) (Berman 1992). Por lo tanto, el ratio-S/P para una SPD dada se obtiene:

$$\text{ratio-S/P} = \frac{K'_m \int_0^x S_\lambda(\lambda) V'(\lambda) d\lambda}{K_m \int_0^x S_\lambda(\lambda) V(\lambda) d\lambda} \quad \text{Ecuación 1.12}$$

$K'_m \approx 1700 \text{ lmW}^{-1}$  es el valor máximo de la función de eficiencia lumínica escotópica,  $K'(\lambda)$ ;

$K_m \approx 683 \text{ lmW}^{-1}$  es el valor máximo de la función de eficiencia lumínica fotópica,  $K(\lambda)$ ;

$S_\lambda(\lambda)$  es la SPD de la fuente de luz.

### 1.2.2.2 Superficie receptora

*Iluminancia (E)*: Define el flujo luminoso,  $F$ , que incide sobre un elemento de área  $A$ , cuya unidad es  $lux$  ( $lm \cdot m^{-2}$ ):

$$E = \frac{dF}{dA} \quad \text{Ecuación 1.13}$$

Aunque la unidad sea la misma que la exitancia luminosa, aquí se refiere a flujo recibido y en la ecuación 1.10 a flujo emitido.

Las magnitudes radiométricas y fotométricas anteriormente descritas se resumen en la tabla 1.2.

|                             | Radiometría                                 |                              | Fotometría                 |             |
|-----------------------------|---|------------------------------|----------------------------|-------------|
|                             | Magnitud                                    | Unidad                       | Magnitud                   | Unidad      |
|                             | Radiancia espectral ( $L_E$ )               | $\frac{W}{m^2 * \mu m * sr}$ | Flujo luminoso ( $F$ )     | $lm$        |
|                             | Energía radiante ( $Q_\lambda$ )            | $J/nm$                       |                            |             |
|                             | Flujo radiante espectral ( $\phi_\lambda$ ) | $W/nm$                       |                            |             |
| <b>Fuente Extensa</b>       | Exitancia radiante ( $M_e$ )                | $W*m^{-2}$                   | Exitancia luminosa ( $M$ ) | $lm*m^{-2}$ |
|                             | Radiancia ( $L_e$ )                         | $W*sr^{-1}*m^{-2}$           | Luminancia ( $L$ )         | $cd*m^{-2}$ |
| <b>Superficie receptora</b> | Irradiancia ( $E_e$ )                       | $W*m^{-2}$                   | Iluminancia ( $E$ )        | $lm*m^{-2}$ |

**Tabla 1.2.** Resumen de las magnitudes radiométricas y fotométricas.

### 1.2.2.3 Iluminación retiniana

Todas las magnitudes hasta ahora descritas presuponen que toda la radiación que el ojo recibe llega a los fotorreceptores de la retina. Sin embargo, existen varios factores que modifican el porcentaje y el espectro de esta radiación. Estos factores engloban los fenómenos de reflexión, absorción y dispersión de los medios oculares y la absorción por parte del pigmento macular. Estos distintos fenómenos cobran importancia en este trabajo, al considerar grupos de sujetos en los que estos tres factores presentan una variabilidad importante. A continuación se procede a su descripción, así como a detallar el procedimiento para el cálculo de la iluminación retiniana.

#### *Reflexión de los medios oculares*

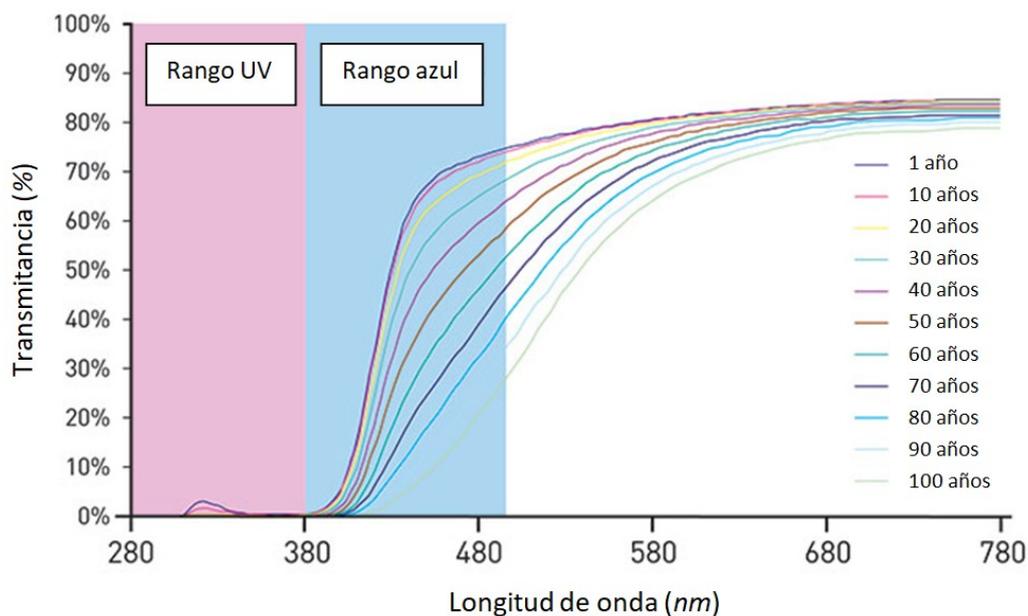
La reflexión se produce ante un cambio en el índice de refracción de los medios, siendo este efecto más evidente al aumentar el ángulo de incidencia. En el ojo, la mayor pérdida de radiación por reflexión se produce por el cambio en el índice de refracción que se produce entre el aire y la córnea, con pérdidas aproximadas del 2% ante la luz incidente normal.

#### *Absorción de los medios oculares*

La absorción se produce cuando los medios oculares capturan fotones de la radiación incidente. La córnea absorbe toda la radiación ultravioleta inferior a 290 nm e infrarroja superior a 2  $\mu m$ . El humor acuoso contribuye en la absorción de luz ultravioleta y solo absorbe una parte mínima de luz visible. En cuanto al cristalino, filtra la luz ultravioleta de hasta 400 nm, pero no la infrarroja. También es el principal responsable de la absorción dentro del rango visible, variable dentro de dicho rango y en función de la edad, como se ha observado anteriormente. El humor vítreo es transparente a toda la radiación visible. Por lo que la radiación incidente en la retina es

prácticamente luz visible e infrarroja A, con una mínima proporción de luz ultravioleta A.

El envejecimiento ocular afecta principalmente al grado de absorción del cristalino, duplicándose en comparación con un sujeto joven como consecuencia del aumento del espesor y la densidad del mismo (Lerman, 1983; Said et al., 1959; Weale, 1978).



**Figura 1.25.** Transmitancia ocular en función de la edad para el rango de longitudes de onda del espectro ultravioleta y visible. *Adaptado de CIE 203:2012.*

Este incremento no es uniforme para las distintas longitudes de onda del rango visible, siendo más acusado para longitudes de onda corta, como puede observarse en la figura 1.25 (Artigas et al., 2012; Boyce, 2006; Broendsted et al., 2011; Bron et al., 2000; Kessel et al., 2010; Mellerio et al., 1987; Pokorny et al., 1987; Sakanishi et al., 2012; Weale, 1963). El resto de medios oculares no muestran cambios aparentes en la absorción en relación al envejecimiento ocular (Kline et al., 1982).

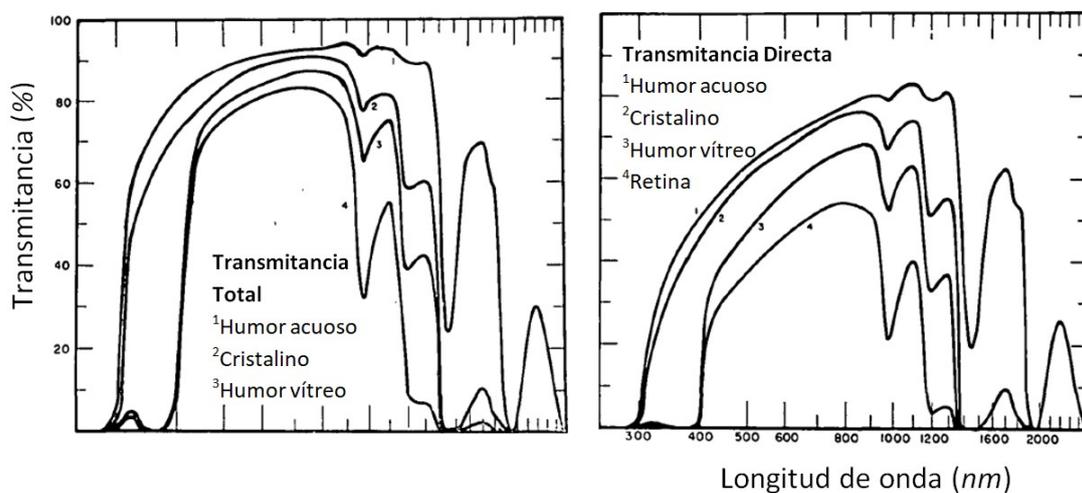
#### *Absorción del pigmento macular*

El pigmento macular es un filtro pre-receptorial no fotosensible localizado principalmente en el área foveal (Bone et al., 1988; Handelman et al., 1988; Stabell et al., 1980; Werner et al., 1987), está formado por carotenoides, principalmente luteína y zeaxantina (Bone et al., 1985). Su espectro de absorción comprende longitudes de onda inferiores a 495 nm, con el máximo localizado a 460 nm, no absorbiendo longitudes de onda superiores a 530 nm (Bone et al., 1992; Wyszecki et al., 1982). Desde el punto de vista de la fotorrecepción, su función es filtrar las longitudes de onda corta en el área foveal para mejorar la agudeza visual, disminuyendo la aberración cromática y el *scattering* intraocular (Reading et al., 1974). Desde el punto de vista de la fotoprotección, protege a los fotorreceptores frente al daño producido

por la luz azul y productos oxidativos (Bone et al., 1984; 1985; Kirschfeld, 1982). En cuanto al efecto de la edad, no se ha obtenido una disminución significativa en la concentración de pigmento macular derivada del envejecimiento ocular (Chang et al., 2002).

### Dispersión

La dispersión de la radiación incidente se produce por la presencia de partículas submicroscópicas en los medios oculares. Boettner et al. (1962) cuantificaron la dispersión ocular mediante la medida de la transmitancia ocular directa y total, correspondiendo la diferencia entre ambas a la dispersión de la luz producida por los distintos medios.



**Figura 1.26.** Transmisión de los medios oculares en función de la longitud de onda. A la derecha se representa la transmitancia directa y a la izquierda la transmitancia total. *Adaptado de Boettner 1962.*

Dichas curvas de transmitancia, para los distintos medios oculares (humor acuoso, cristalino, humor vítreo y retina), se representan en la figura 1.26.

Se observa la presencia del fenómeno de dispersión en humor acuoso, cristalino, humor vítreo y retina; siendo más marcado para longitudes de onda corta del espectro visible

### Cálculo de la iluminación retiniana

En el cálculo de la iluminación que llega a los fotorreceptores es necesario calcular el flujo luminoso total, procedente de todas las direcciones, que recibe un área definida de la retina. Es necesario también hacer tres suposiciones previas:

1. La emisión de la fuente luminosa es uniforme.
2. La imagen retiniana es perfecta.

3. Las pérdidas de luz producidas por los fenómenos de reflexión, absorción y dispersión de los medios oculares se engloban en un factor ( $\tau_\lambda$ ).

Por lo que la iluminación retiniana viene dada por la siguiente expresión:

$$E = 0.0036 * L * A_s * \tau_\lambda \quad \text{Ecuación 1.14}$$

donde 0.0036 representa un factor geométrico asociado al ojo ideal considerado en el cálculo y cuyas unidades son  $mm^{-2}$ ,  $L$  es la luminancia en  $cd/m^2$  de un área pupilar  $A_s$  y  $\tau_\lambda$  es el factor que considera las pérdidas de los medios oculares anteriormente descritas. Las unidades de  $A_s$  son  $mm^2$ , la iluminación retiniana se expresa en *lux*. Sin embargo, se contempla una unidad de medida de la iluminación retiniana específica conocida como *troland* (*td* o *Td*), definiéndose como el producto de una luminancia  $L$  de  $1 cd/m^2$  por un área pupilar de  $1 mm^2$ . Por lo que si no se considera el factor  $\tau_\lambda$ , un *troland* se define como:

$$1td = \frac{1}{0.0036} E = 277.77E \quad \text{Ecuación 1.15}$$

donde  $E$  se expresa en *lumen* por  $m^2$ .

#### 1.2.2.4 Efecto Stiles-Crawford

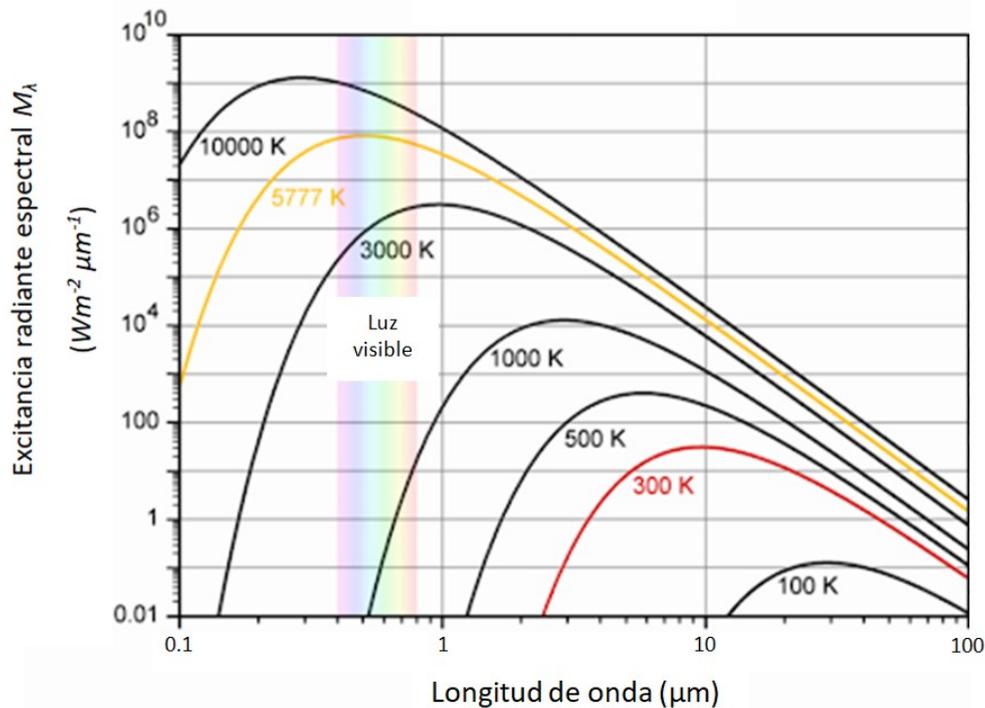
Para que la efectividad de un haz de luz en estimular un cono sea máxima, éste debe de incidir perpendicular a su superficie. Esta dependencia direccional se conoce como efecto Stiles-Crawford de primer orden (Stiles, 1939), se basa en la observación experimental de que un haz de luz que incide próximo al centro pupilar es más probable que produzca una respuesta visual que aquellos haces que incidan en regiones periféricas de la pupila. Subjetivamente, aquellos haces que incidan perpendiculares a la superficie de los conos son percibidos como más brillantes. El origen de este efecto se basa en las propiedades direccionales de los fotorreceptores y, aunque presente en los conos, está ausente en los bastones (Enoch et al., 1981; Stiles 1939). Este último hallazgo se refuerza por la disminución de este efecto en condiciones escotópicas. (VanLoo et al., 1975).

#### 1.2.3 Fuentes de luz

Una fuente luminosa es aquella que emite energía radiante dentro del espectro visible, es decir, es perceptible por el sistema visual. Antes de proceder a la descripción de los tipos iluminantes artificiales existentes, se procede a detallar una serie de conceptos necesarios para una mejor comprensión de las ideas desarrolladas.

### 1.2.3.1 Cuerpo negro

Un cuerpo negro es un objeto teórico ideal en el que el espectro de emisión no depende más que de la temperatura, emitiendo energía radiante en forma de espectro continuo. La frecuencia de excitación de la energía radiante del cuerpo negro depende de la temperatura interior. Al incrementarse la temperatura aumenta la exitancia radiante espectral medida, como puede observarse en la figura 1.27.



**Figura 1.27.** Exitancia radiante espectral del cuerpo negro para diferentes temperaturas. Adaptado de <http://www.sun.org/encyclopedia/black-body-radiation>.

Del gráfico se deduce que al incrementarse la temperatura del cuerpo negro se incrementa la exitancia radiante espectral. Esta experiencia permite definir un parámetro ampliamente empleado para caracterizar una fuente de luz, la temperatura de color. Puesto que el término temperatura de color se reserva en exclusiva para el cuerpo negro, el término temperatura de color correlacionada (TCC) resulta más adecuado para definir una fuente de luz comparando su color en el rango visible con el de la luz que emitiría el cuerpo negro calentado a una temperatura específica. Su unidad es el *Kelvin* (K).

### 1.2.3.2 Tipos de fuentes de luz

#### *Fuentes naturales*

La principal fuente de luz natural es el sol, aunque la caracterización de su espectro es complicada debido a la magnitud de las variables a considerar, como la absorción atmosférica o el momento de medida (amanecer, mediodía, atardecer).

#### *Fuentes artificiales*

Se clasifican en dos grupos: fuentes de incandescencia y fuentes de luminiscencia, como puede observarse en la figura 1.28.

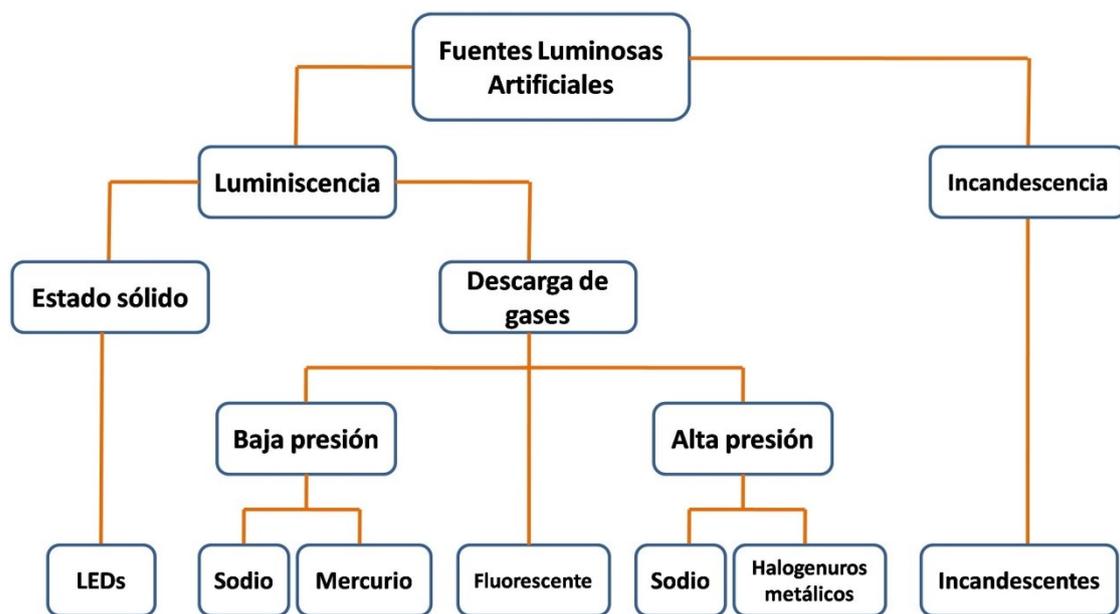


Figura 1.28. Clasificación fuentes luminosas artificiales.

#### *Fuentes de incandescencia*

También denominadas fuentes térmicas, son cuerpos calientes cuyos espectros de emisión son continuos y dependientes de la temperatura. El cuerpo negro anteriormente descrito es una fuente térmica. Otro ejemplo de fuentes térmicas basadas en el calentamiento de un filamento metálico, normalmente de tungsteno, por el paso de corriente, son las lámparas de incandescencia. Conforme la temperatura aumenta se incrementa la emisión en el rango del visible. Sin embargo, son poco eficientes, ya que el 80% de la electricidad que consumen la transforman en calor y el 20% restante en luz.

- *Fuentes por luminiscencia*

A su vez, se clasifican en dos grupos:

### *Lámparas de descarga de gases*

- Lámparas fluorescentes: Estas fuentes de luz consisten en un tubo que contiene un gas de arranque, generalmente argón. La descarga calienta el mercurio líquido que contiene el fluorescente y éste se evapora, llegando la emisión luminosa a estabilizarse cuando la proporción de mercurio supera a la de argón. En la cara interna del tubo se encuentra el material fluorescente, que convierte la luz ultravioleta generada en la emisión del mercurio en luz visible.
- Lámparas de vapor de mercurio a alta presión: Esta fuente de luz consiste en un tubo de descarga de cuarzo con vapor de mercurio en su interior. Su espectro de emisión se concentra en longitudes de onda corta y media, la ausencia de radiación de longitud de onda larga a menudo se suple añadiendo sustancias fluorescentes.
- Lámparas con halogenuros metálicos (MH, del inglés *metal halide*): Contiene una mezcla de haluros metálicos, argón y mercurio. La ionización del argón facilita el movimiento del arco voltaico a través de los electrodos cuando se aplica un voltaje. El calor generado vaporiza el mercurio y los haluros, generando luz. Esta lámpara ha sido empleada en los experimentos de esta tesis doctoral.
- Lámparas de vapor de sodio a alta presión (HPS, del inglés *high pressure sodium*): Esta fuente de luz presenta dos electrodos de una aleación de tungsteno y titanio, recubiertos de una sustancia que favorece la emisión de electrones. El interior del tubo está lleno de sodio, xenón y mercurio. La luz se obtiene por la emisión generada en la colisión de los electrones libres con los átomos del gas del tubo de descarga. Esta lámpara ha sido empleada en los experimentos de esta tesis doctoral.
- Lámparas de vapor de sodio a baja presión: Esta fuente de luz es semejante a la anteriormente descrita, con la única diferencia de presentar un índice de reproducción cromática inferior.

### *Lámparas de estado sólido*

- Fuentes LED: Del inglés, *light-emitting diode*, un LED es un diodo semiconductor capaz de emitir luz. Su funcionamiento se basa en el desplazamiento de electrones de la banda de conducción a la de valencia, perdiendo energía, la cual se manifiesta en forma de fotón. Existe un amplio rango de LEDs con distinta TCC disponibles en el mercado para múltiples fines (figura 1.29).



**Figura 1.29.** Iluminantes LED con distinta temperatura de color correlacionada (1.000 – 10.000 K). Adaptado de <https://conceptstore.co.za/pages/lighting>.

Se observa que, al igual que se describió en el apartado 1.2.3.1 dedicado a la descripción del cuerpo negro, al incrementarse la TCC aumenta el contenido en longitudes de onda corta. Subjetivamente, esta relación permite caracterizar los iluminantes LED como fríos (TCC altas) y cálidos (TCC bajas).

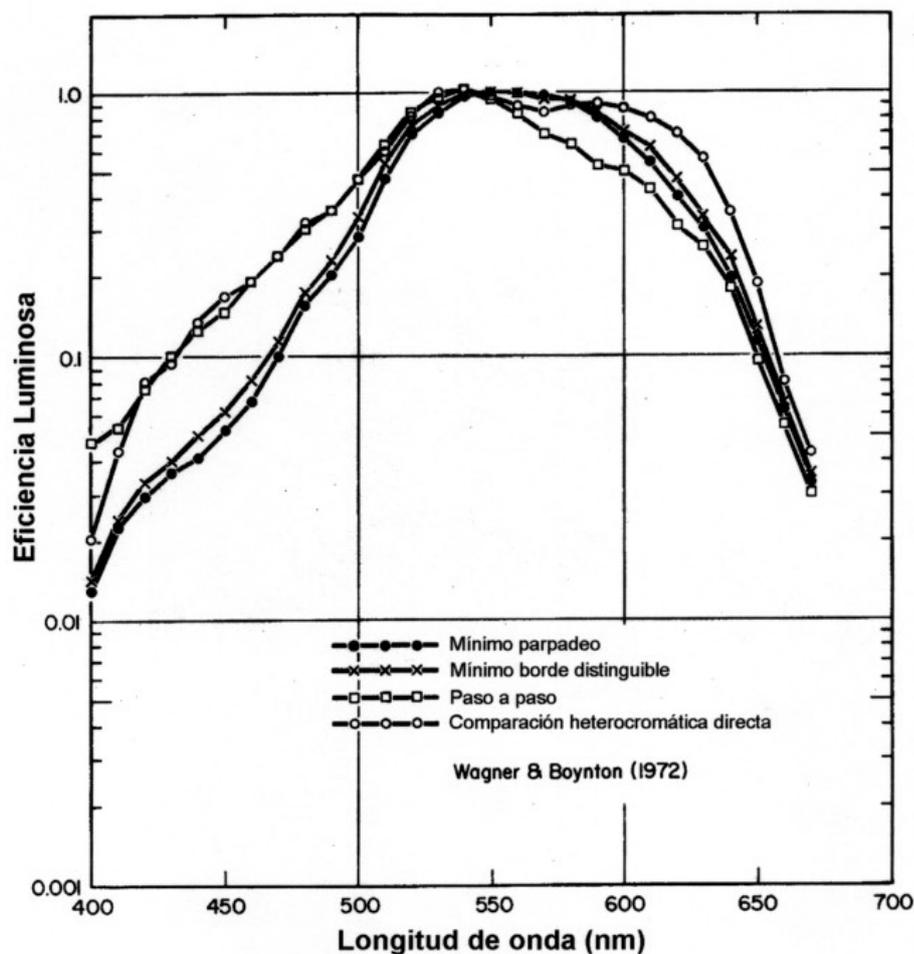
Una de las características más relevantes durante la conducción nocturna es el tipo de iluminante empleado en las vías urbanas. Pese a la creciente implantación de la tecnología LED en sustitución de iluminantes más tradicionales, dadas sus ventajas en términos de eficiencia y ahorro energético y económico, según un informe técnico titulado *Status of LED-lighting world market in 2017*, apenas el 6% de las lámparas instaladas en todo el mundo al finalizar el año 2016 son de tipo LED. Aunque las previsiones son indudablemente positivas, se estima que el porcentaje de implantación de la iluminación LED sea inferior al 40% en el 2022 y que solo alcanzará un porcentaje significativo en el 2030. Mientras tanto, las lámparas tradicionales aún alumbran zonas urbanas y, sobre todo, rurales. Por esta razón, y por su amplio uso en los estudios de psicofísica visual, en los experimentos que conforman esta tesis se utilizan dos iluminantes urbanos tradicionales: HPS y MH.

#### 1.2.4 Sensibilidad espectral del sistema visual

El sistema visual, como receptor de energía radiante, tiene una sensibilidad espectral definida, es decir, una respuesta variable en función de la longitud de onda del estímulo. La caracterización de la sensibilidad espectral del sistema visual como receptor de energía radiante se lleva a cabo determinando la curva de eficiencia luminosa relativa espectral o curva de visibilidad espectral relativa, que se representa como  $V_{\lambda}$ . Esta sensibilidad, como ya se ha comentado con anterioridad, hace referencia al atributo de la luminosidad o claridad y conecta las magnitudes radiométricas y fotométricas.

### 1.2.4.1 Curva de visibilidad fotópica

En el ojo humano, los tres fotopigmentos existentes, cianolabo (conos S), clorolabo (conos M) y eritrolabo (conos L), presentan picos de máxima absorción a 426, 530 y 557 nm, respectivamente. En el apartado 1.1.3.1 de este capítulo, se expuso como la sensibilidad espectral del sistema visual varía dependiendo del nivel de iluminación. La curva  $V_\lambda$  ya descrita se obtuvo para niveles de iluminación dentro del rango fotópico. Esta curva representa la adición del espectro de absorción de conos L y M, considerándose mínima la contribución de los conos S (Cavanagh et al., 1987). Puede determinarse empleando diversa metodología psicofísica, como el método de comparación heterocromática directa, el método paso a paso, el método del mínimo parpadeo, el método del mínimo borde distinguible, el método del umbral absoluto o el método de agudeza visual, entre otros. La figura 1.30 muestra la curva de visibilidad fotópica obtenida mediante algunos de los métodos nombrados:

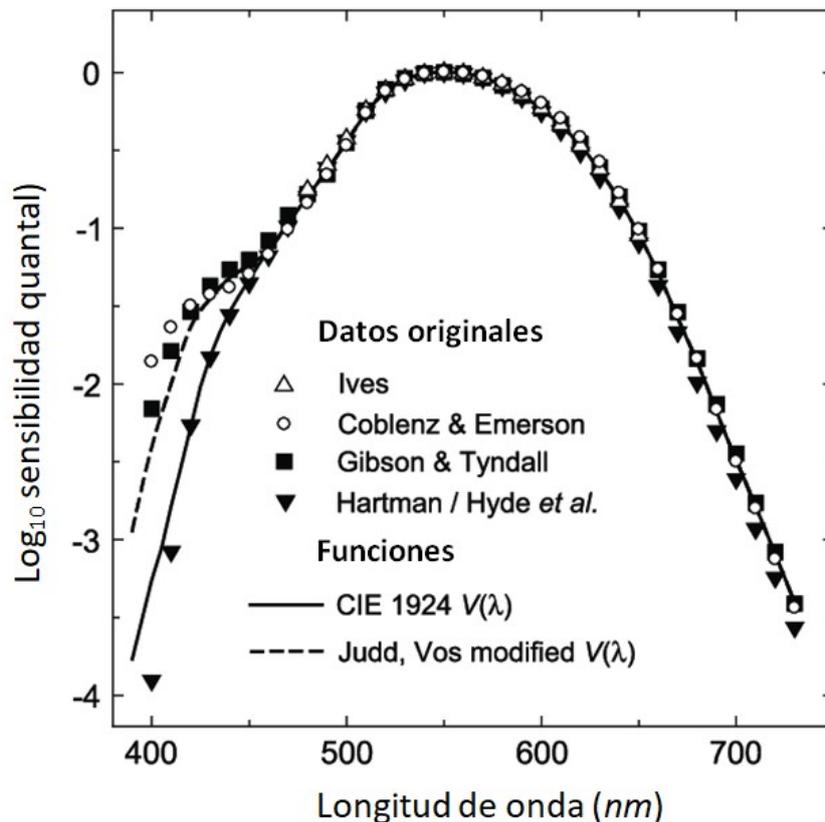


**Figura 1.30.** Curva de visibilidad espectral relativa fotópica ( $V_\lambda$ ) obtenida por Wagner y Boynton (1972) en cuatro observadores con diferentes métodos o criterios de igualación: parpadeo, mínimo borde distinguible, paso a paso y comparación heterocromática directa. *Adaptado de Wagner et al. (1972).*

Independientemente de la metodología empleada para la obtención de  $(V_\lambda)$ , se observa que la mayor eficiencia luminosa se obtiene con un estímulo de 555 nm aproximadamente.

#### Observador patrón

Las diferencias interindividuales existentes en la sensibilidad espectral (Kinney 1958) obligan a establecer una curva de visibilidad que desempeñe el papel de observador patrón de referencia. Toda la fotometría se ha definido respecto a este observador



**Figura 1.31.** Curva de visibilidad espectral fotópica CIE (1924) y modificaciones de Judd (1951). Adaptado de Judd (1951).

patrón. Esta curva fue definida por la CIE en 1924 a partir de los resultados de numerosos estudios empleando las técnicas antes mencionadas, para un total de 215 sujetos. La figura 1.31 representa la curva de visibilidad espectral relativa del observador patrón en visión fotópica  $V_\lambda$ , mostrando la curva una mayor pendiente para longitudes de onda menores de 555 nm. Judd (1951) consideró que la sensibilidad espectral era demasiado baja en la región de longitudes de onda inferiores a 460 nm, por ello propuso una revisión de la curva. Las diferencias entre ambas curvas pueden observarse en la figura 1.31.

### 1.2.4.2 Curva de visibilidad escotópica

La curva de visibilidad escotópica se obtiene tras la adaptación a la oscuridad durante un tiempo suficiente como para garantizar la completa regeneración del fotorpigmento (rodopsina) y, posteriormente, presentando el test a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana. Esta excentricidad asegura una alta densidad de bastones en comparación con la de conos. En este caso, las medidas se determinaron empleando los métodos de comparación heterocromática directa y de umbral absoluto. De manera que en 1951 la CIE publicó la curva de visibilidad escotópica,  $V'_{\lambda}$ , para el observador patrón, ya representada en la figura 1.24 junto con la curva de visibilidad fotópica.

Al comparar ambas curvas se observa como el máximo de la curva de visibilidad escotópica se ha desplazado hacia longitudes de onda cortas y se sitúa en 507 nm, es decir, hay un desplazamiento de 48 nm en el pico de máxima eficiencia hacia longitudes de onda corta, respecto a la curva fotópica.

Otro aspecto importante es que la curva de visibilidad escotópica, corregida respecto a la absorción del cristalino, se asemeja a la curva de absorbancia espectral de la rodopsina, fotorpigmento de los bastones.

## 1.2.5 Fotometría mesópica y su aplicación en la conducción nocturna

### 1.2.5.1 Nivel de iluminación en carreteras y datos de siniestralidad

En este apartado se exponen los principales modelos de fotometría mesópica desarrollados con el propósito común, entre otros, de determinar la eficiencia de los iluminantes urbanos considerando las propiedades del sistema visual. Los datos de siniestralidad y los cambios en la percepción visual durante la conducción nocturna justifican la necesidad de la fotometría mesópica.

Dos hechos están demostrados, primero, que la conducción es una tarea visuo-motora y segundo, que un gran porcentaje del número de accidentes ocurren durante la noche (Owens et al., 1993,1996). Existe una relación entre el número de accidentes y el nivel de iluminación, habiéndose demostrado que un buen nivel de iluminación disminuye el número de accidentes durante la conducción nocturna (Simons, 1992). Por el contrario, cuando el nivel de iluminación se reduce, los fallos derivados de la percepción visual se incrementan (Owens et al., 1993, 1996). Esto ocurre en niveles de iluminación situados en el rango mesópico, que además están influenciados por las condiciones meteorológicas y la disposición de las luminarias (Cengiz et al., 2014; Plainis et al., 2002; Ylinen et al., 2011; Viikari et al., 2008), entre otros factores. Si bien estos valores pueden disminuir hasta unos valores de luminancia de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  cuando se refiere a la detección de peatones y señales de tráfico (He et al., 1997).

La Dirección General de Tráfico recoge los datos de siniestralidad anuales en su publicación del documento 'Principales Cifras de la Siniestralidad Vial'. Los datos que a continuación se detallan, los más recientes publicados, hacen referencia al número de accidentes y víctimas mortales durante el año 2018. Hay que recordar que se refieren a las vías urbanas como aquellas que se encuentran situadas dentro de poblado y las interurbanas las situadas fuera de poblado.

En primer lugar, a la hora de interpretar los datos presentados a continuación, es importante tener en cuenta que el número de desplazamientos durante el día es mayor que durante la noche. La tabla 1.3 muestra los datos de fallecidos en vías urbanas e interurbanas en España, por tramos horarios, durante el año 2018. En la franja horaria comprendida entre las 19.59h y las 8.00 horas se produjeron el 38% de los accidentes de tráfico mortales en vías urbanas e interurbanas. Aunque el número de víctimas mortales en dicho periodo es menor que durante el día, el índice de letalidad es más alto (noche: 1.7 / día: 1.1), en ambos tipos de vías.

| Tramos horarios   | Número de fallecidos | Porcentaje  | Índice de letalidad |
|-------------------|----------------------|-------------|---------------------|
| De 8:00 a 19:59 h | 1.125                | 62%         | 1.1                 |
| De 20:00 a 7:59 h | 681                  | 38%         | 1.7                 |
| <b>Total</b>      | <b>1.806</b>         | <b>100%</b> | <b>1.3</b>          |

**Tabla 1.3.** Número y porcentaje de fallecidos, junto con índice de letalidad, en función de los tramos horarios. Año 2018.

En cuanto al número de peatones fallecidos, en vías urbanas el 69% de los peatones estuvieron implicados en un accidente que tuvo lugar durante la noche, mientras que en vías interurbanas la mayoría de los peatones fallecidos tuvieron el accidente durante el día (62%).

#### 1.2.5.2 Rendimiento visual durante la conducción nocturna

Durante la conducción nocturna, los fotorreceptores de la retina desempeñan tareas diferentes. Mientras que el sistema de conos proporciona información sobre la escena visual iluminada por los faros del automóvil, los bastones procesan el campo visual restante (Eloholma et al., 2006). Este campo visual periférico es decisivo en la detección de obstáculos, señales de tráfico, peatones y otros vehículos (Rea, 2000), lo que dota de una mayor importancia a la visión excéntrica en comparación con la visión foveal (Cengiz et al., 2015; He et al., 1997; Franchak et al., 2010; Lewis, 1999; Marigold et al., 2007; Várady et al., 2006). Además, la disminución en el nivel de iluminación durante la noche favorece una respuesta visual mediada por bastones, fotorreceptores que presentan una mayor densidad en áreas no foveales (Eloholma et al., 2004). Por las razones expuestas, el estudio de la influencia en la visión excéntrica de los factores que caracterizan la escena visual supone un amplio campo de estudio en psicofísica.

Una de las tareas más relevantes del conductor es obtener suficiente información del entorno para poder desenvolverse en él y reaccionar frente a imprevistos, evitando poner en riesgo su seguridad y la de los peatones (CIE, 1992). Durante la conducción, aproximadamente el 90% de la información que procesamos procede de la visión (Lachenmayr, 2006), por lo que tareas visuales como la detección de obstáculos, el TRV y la discriminación son fundamentales durante la conducción nocturna en condiciones mesópicas (Akashi et al., 2007; Eloholma et al., 2006; Várady et al., 2007). Sin embargo, estas tareas no presentan el mismo nivel de implicación. En primer lugar, considerando que durante la conducción nocturna la visión excéntrica es más importante que la foveal (Várady et al., 2006), tareas como la discriminación, mediada por conos, quedan relegadas a un segundo plano. La detección y el tiempo de respuesta, sin embargo, se consideran esenciales para garantizar la seguridad vial (Freiding et al., 2007; Rea et al., 2004; Walkey et al., 2007); siendo tareas estudiadas ampliamente en psicofísica, al considerarse indicadores del rendimiento visual de un conductor ante la presencia de riesgos potenciales (He et al., 1998).

Entre los factores que pueden afectar a estas tareas, el envejecimiento ocupa un lugar importante en el desarrollo de los experimentos de esta tesis. La población de edad avanzada es un sector en crecimiento, lo que tiene implicaciones importantes en la seguridad vial, al estar el envejecimiento asociado a un declive de las habilidades físicas y cognitivas, en especial aquellas relacionadas con la visión (Subzwari et al., 2008). La disminución en el nivel de iluminación durante la conducción nocturna supone un problema añadido y reconocido por las personas mayores (Emsbach et al., 1999; Mortimer et al., 1989), incluso en ausencia de patología ocular, lo que explica el incremento en el número de accidentes por distancia recorrida (Stamatiadis et al., 1995). Pese a las limitaciones, las personas mayores continúan conduciendo para preservar su independencia (Sparrow et al., 2004; Wenzel et al., 2004), limitando el uso del vehículo y empleando mayor tiempo en completar las maniobras durante la conducción (Wood et al., 1995).

### 1.2.5.3 Implementación de la fotometría mesópica en iluminación urbana

La visión en el rango de iluminación mesópico es difícil de caracterizar, al considerarse un proceso complejo influido por diversos factores. Esta dificultad radica en varios aspectos (Stockman et al., 2006):

- La visión en estas condiciones de iluminación depende de la actividad conjunta de conos y bastones; sin embargo, no es posible definir una función de eficiencia lumínica mesópica a partir de la combinación lineal de  $V_{\lambda}$  y  $V'_{\lambda}$ , ya que ambos sistemas de fotorreceptores muestran interacciones.
- La sensibilidad al contraste espacial de conos y bastones es diferente (D'Zmura et al., 1986).

- Conos y bastones presentan distinta distribución espacial en la retina, por lo que la función de eficiencia mesópica va a depender de la localización espacial y el tamaño del estímulo visual.
- La función de eficiencia mesópica depende de las propiedades temporales del estímulo.

Por las razones expuestas, no es posible definir una única función de eficiencia luminosa espectral mesópica aplicable a múltiples tareas y condiciones ambientales, dentro del rango mesópico (Fotios et al., 2012). Entre estas tareas, la conducción nocturna se considera una aplicación directa de la fotometría mesópica (Cengiz et al., 2015; Viikari et al., 2008). Sin embargo, la especificación de los iluminantes urbanos realizada por la industria se basa principalmente en el empleo del lumen fotópico, representativo de la visión foveal en niveles fotópicos (Lingard et al., 2002). Por esta razón, se ha desarrollado una función mesópica para evaluar la eficiencia de las fuentes de iluminación y su efecto en la seguridad vial, desde el punto de vista del comportamiento del sistema visual (Bullough, 2015) que se explica en el siguiente apartado.

En las dos últimas décadas, la industria de la iluminación a través de la psicofísica visual ha mostrado un gran interés en la caracterización de la iluminación mesópica mediante la medida de distintas tareas visuales (CU, TRV y discriminación) ante las múltiples condiciones experimentales que definen la conducción nocturna (Várady et al., 2006). Aunque una de las principales aplicaciones de la fotometría mesópica es la seguridad del conductor y el peatón (Goodman et al., 2007), también se ha demostrado el ahorro y eficiencia energéticas de un iluminante urbano caracterizado por una función mesópica (Goodman et al., 2007; Ylinen et al., 2011).

#### **1.2.5.4 Primeros modelos de fotometría mesópica: modelos USP y MOVE.**

El modelo *X* o *USP* (*Unified System of Photometry*) fue propuesto por Rea y colaboradores (Rea et al., 2004) y se basa en los resultados de TRV de tres sujetos obtenidos en contrastes altos y recogidos en dos trabajos de He et al. (1997, 1998). Las medidas se realizan en distintos niveles de iluminación y a excentricidades variables entre  $0^\circ$  y  $15^\circ$ . La función de eficiencia luminosa espectral mesópica se describe como una transición lineal entre las curvas de eficiencia escotópica y fotópica de  $10^\circ$ . Un parámetro *X* caracteriza la proporción de cada una de las curvas para un nivel de luminancia determinado, estableciendo como límite superior del rango mesópico  $0.6 \text{ cd/m}^2$ .

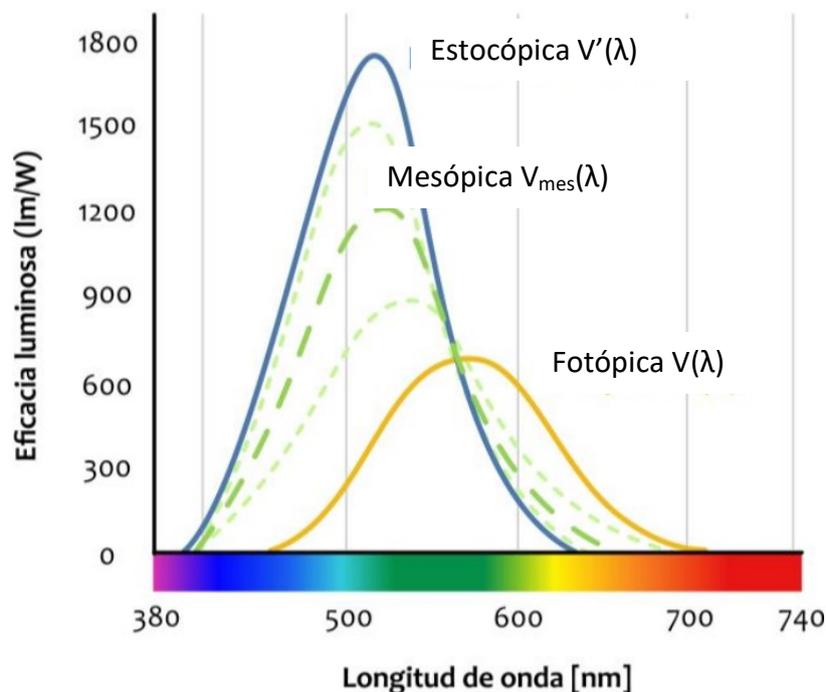
El sistema de fotometría *MOVE* (*Mesopic Optimization of Visual Efficiency*) se desarrolló mediante un consorcio en el que trabajaron conjuntamente investigadores de distintos centros internacionales, cuyo propósito fue definir un sistema de fotometría basado en la medida de distintas tareas visuales típicas de la conducción

nocturna, empleando contrastes bajos. Estas tareas incluyen la medida del CU acromático (Freiding et al., 2007), TRV ante estímulos cromáticos y acromáticos (Walkey et al., 2007) y reconocimiento de objetos acromáticos (Várady et al., 2007) en un total de 109 sujetos. Las medidas se realizan en distintos niveles de iluminación y contrastes, para un estímulo de  $2^\circ$  presentado a una excentricidad retiniana fija de  $10^\circ$ . El sistema propuesto describe la eficiencia luminosa espectral mesópica como una transición lineal entre las curvas de eficiencia escotópica y fotópica y un parámetro  $x$  que determina el peso de ambas curvas en el cálculo de la luminancia mesópica, estableciendo el límite superior del rango mesópico en  $10 \text{ cd/m}^2$ .

Sin embargo, ambos sistemas presentan limitaciones. En el caso del *USP*, las medidas de TRV se han realizado solamente en dos sujetos y empleando estímulos acromáticos. En el caso del sistema *MOVE*, el número de sujetos en que se basa el modelo es superior, considerando un mayor número de tareas representativas del rendimiento visual en aquellas condiciones en las que el sistema de fotometría pretende aplicarse. Sin embargo, el número de tareas estudiadas implica un alto grado de variabilidad, lo que dificulta establecer unos límites de luminancia precisos para el rango mesópico.

#### 1.2.5.5 Modelo de fotometría mesópica MES2

En vista a las limitaciones de los modelos propuestos, el documento presentado por la CIE 191:2010 propone un nuevo sistema de fotometría basado en los modelos anteriormente descritos, los sistemas *USP* y *MOVE*. De manera que, al igual que los



**Figura 1.32.** Curvas de eficiencia luminosa espectral fotópica, mesópica y escotópica. *Extraído de <https://www.iluminet.com/press/wp-content/uploads/2018/06/Aplicacio%CC%81n-del-sistema-de-fotometri%CC%81a-meso%CC%81pica-en-la-evaluacio%CC%81n-de-sistemas-de-alumbrado-pu%CC%81blico.pdf>*

anteriores, describe la eficiencia luminosa espectral mesópica (figura 1.32) como una combinación o transición gradual de las curvas de eficiencia fotópica y escotópica que depende del estado de adaptación del sistema visual.

La función resultante es relativamente sencilla de implementar en la práctica como un sistema de fotometría, proporcionando una alta correlación con la tarea estudiada. Permitiendo definir de forma precisa el rendimiento visual en el rango de iluminación mesópica para tareas como la detección, el TRV y la discriminación en un rango de condiciones amplio, incluyendo luminancias, contrastes, excentricidades y SPD (Bodrogi et al., 2016). Establece como límite superior del rango mesópico  $5 \text{ cd/m}^2$  y como límite inferior  $0.005 \text{ cd/m}^2$ .

El sistema de fotometría mesópica MES2 define la función de eficiencia lumínica espectral mesópica,  $V_{\text{mes}}(\lambda)$ , como una combinación lineal de  $V(\lambda)$  y  $V'(\lambda)$ :

$$M(m)V_{\text{mes}}(\lambda) = mV(\lambda) + (1-m)V'(\lambda) \quad \text{Ecuación 1.16}$$

donde  $M(m)$  es una constante de normalización tal que la función  $V_{\text{mes}}(\lambda)$  alcanza un valor máximo de 1. El coeficiente de adaptación,  $m$ , tiene un valor (0 – 1) que depende del nivel de adaptación visual y de las características espectrales del campo de adaptación.

De manera que considerando la ecuación 1.11 de la luminancia y la relación lineal descrita en la ecuación 1.16, la luminancia mesópica,  $L_{\text{mes}}$ , se obtiene:

$$L_{\text{mes}} = \frac{V(\lambda_0)mL_p + (1-m)L_sV'(\lambda_0)}{V(\lambda_0)M + (1-m)V'(\lambda_0)} \quad \text{Ecuación 1.17}$$

donde  $V(\lambda_0)$  es el valor de la función de sensibilidad espectral fotópica para una longitud de onda  $\lambda_0 = 555 \text{ nm}$ , tal que  $V(555) = 1$ .

$L_p$  y  $L_s$  son las luminancias fotópica y escotópica, respectivamente, obtenidas de la siguiente forma:

$$L_p = 683 \int_{380}^{780} V(\lambda)L(\lambda)d\lambda \quad \text{Ecuación 1.18}$$

$$L_s = 1700 \int_{380}^{780} V'(\lambda)L(\lambda)d\lambda \quad \text{Ecuación 1.19}$$

donde  $L(\lambda)$  es la radiancia espectral de una fuente de luz (en  $\text{Wm}^{-2} \text{ sr}^{-1} \text{ nm}^{-1}$ ) en el rango visible (380 – 780 nm).

La relación entre la luminancia mesópica,  $L_{mes}$ , y el coeficiente de adaptación,  $m$ , es proporcionada por la CIE 191:2010:

$$m = a + b \log L_{mes} \quad \text{Ecuación 1.20}$$

donde  $a$  y  $b$  son parámetros con valores de 0.767 y 0.334, respectivamente. Estos valores se obtienen cuando el valor de  $L_{mes}$  se aproxima a los límites establecidos por el sistema MES2 para el rango mesópico (0.005 y 5 cd/m<sup>2</sup>):

Si  $L_s \leq 0.005$  cd/m<sup>2</sup>, entonces  $m = 0$  y  $L_{mes} = L_s$ . Entonces la ecuación 1.20 resulta:  $0.005 = 10^{-a/b}$

Si  $L_p \geq 5$  cd/m<sup>2</sup>, entonces  $m = 1$  y  $L_{mes} = L_p$ . Entonces la ecuación 1.20 resulta:  $5 = 10^{(1-a)/b}$

El coeficiente de adaptación  $m$  se obtiene mediante un proceso iterativo fijo de las ecuaciones 1.17 y 1.20. El proceso comienza en los valores de luminancia fotópica y escotópica,  $L_p$  y  $L_s$ , para un valor de  $m$  de 0.5, y posteriormente las ecuaciones 1.17 y 1.20 se repiten hasta que dos valores consecutivos  $m_n$  y  $m_{n+1}$  están lo suficientemente próximos para que la diferencia sea inferior a un valor de tolerancia fijo:

$$|m_{n+1} - m_n| \leq \varepsilon \quad \text{Ecuación 1.21}$$

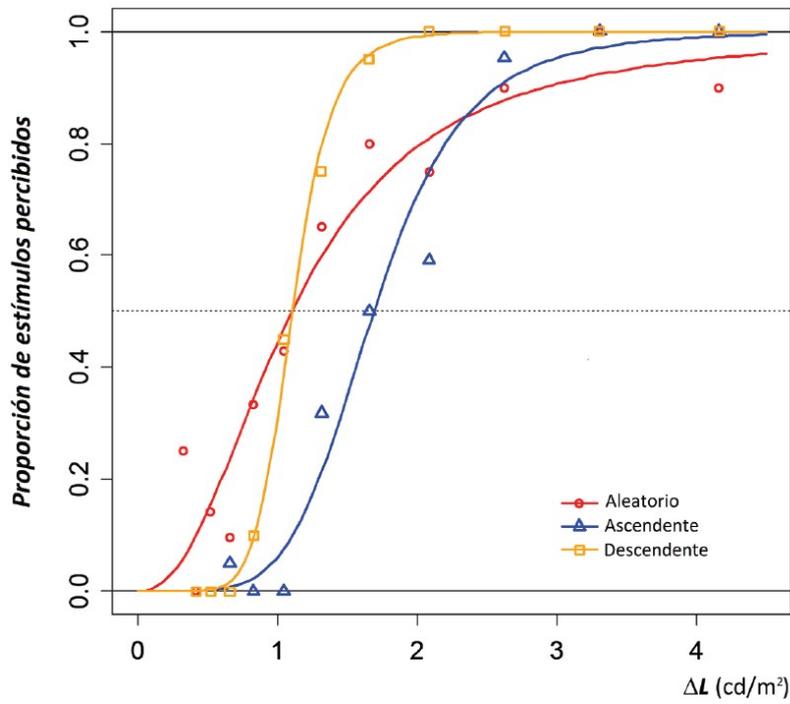
### 1.3 Metodología psicofísica

La complejidad del sistema visual y la percepción en sí hacen que resulte difícil cuantificar las relaciones entre el estímulo físico presentado y la percepción por parte del observador. Para salvar este obstáculo, los métodos psicofísicos permiten definir de forma cuantitativa esta relación para unas condiciones experimentales específicas. De los distintos métodos psicofísicos existentes, las medidas psicofísicas llevadas a cabo en los experimentos de esta tesis implican el uso del método de escalera y el método de estímulos simples / constantes, que se describen a continuación.

**Método de escalera:** Este método consiste en presentar de forma secuencial un estímulo visible para el observador para posteriormente reducir su valor, luminancia en nuestro caso, hasta que el observador no sea capaz de percibirlo (método de límites descendente). Posteriormente, se repite el proceso a la inversa, presentando un estímulo suficientemente por debajo del umbral para que el observador no lo detecte para luego incrementar su luminancia hasta ser detectado (método límites de ascendente). El observador indica si detecta o no el estímulo (Artigas et al., 1995). Es necesario definir el punto de inicio y final de cada escalera, así como la variación, que ha de ser constante, entre los estímulos que se presentan. El promedio del valor

obtenido tras presentar un número suficiente de escaleras permite obtener un valor preciso de la magnitud, en nuestro caso, del CU. Por lo que este método psicofísico consume poco tiempo, ya que reduce al mínimo el número de estímulos presentados al cambiar la dirección de las series. Además, reduce el efecto del aprendizaje y el error secuencial es mínimo (Podlesek et al., 2006).

**Método de estímulos simples:** Este método consiste en presentar al observador, de forma aleatoria, una serie prefijada de estímulos. Cada estímulo debe presentarse un número suficiente de veces, entre 20 y 30 repeticiones. En el desarrollo de esta tesis, se empleó el método de estímulos simples para la medida del TRV visual. Por otra parte, el método de estímulos constantes también se empleó para determinar el CU de detección. En este caso, la serie prefijada de estímulos se elige en relación a una estimación previa del umbral, presentando valores de luminancia por encima y por debajo de dicho valor, es decir, perceptibles y no perceptibles por parte del observador. El observador indica si detecta o no el estímulo. Como resultado se obtiene una función psicométrica que representa la frecuencia de respuestas afirmativas en función de la luminancia. Esta función, con forma de ojiva, equivale a la integral de la distribución normal de probabilidad. Por lo que el CU corresponde a la luminancia que proporciona un 50% de respuestas afirmativa. Entre sus ventajas, Simpson (1988) destaca su bajo sesgo y la baja variabilidad en la obtención de umbrales. Así como su sencilla implementación y la independencia del estímulo presentado previamente. Sin embargo, este método psicofísico no se ha aplicado en las medidas de CU ya que requiere tiempo y produce fatiga, al necesitar que el observador decida continuamente si ha detectado o no estímulos muy próximos al umbral. Debido a las diferencias entre ambas metodologías, Matesanz et al. (2010) compararon ambos métodos realizando medidas con el fin de encontrar sus diferencias y decidir el más conveniente. La diferencia entre el método de escalera y de estímulos constantes nunca superó, en el peor de los casos, las 0.15 unidades logarítmicas, eligiendo siempre que fuera posible el primer método para la medida del CU, reduciendo la fatiga y tiempo necesario. La figura 1.33 representa las curvas psicométricas obtenidas para un observador empleando el método de escalera, ascendente y descendente, así como el método de estímulos constantes.



**Figura 1.33.** Curvas psicométricas obtenidas con el dispositivo experimental descrito y empleando los métodos de escalera y estímulos constantes. *Extraído de Matesanz et al. (2010).*



# 2

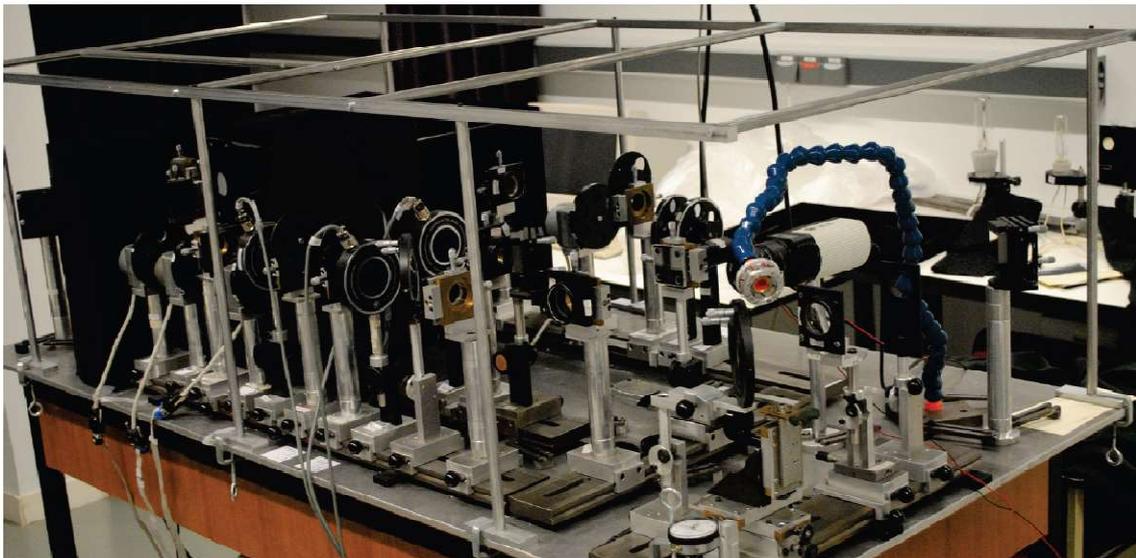
## **Bloque I: Influencia del iluminante vial y la transmitancia ocular en el rendimiento visual bajo condiciones de iluminación mesópica.**

### **Capítulo 2: Dispositivo experimental.**

En este capítulo se describe el dispositivo experimental empleado para realizar las medidas psicofísicas que configuran los tres experimentos de este bloque. Dicho dispositivo ha sido desarrollado previamente por el equipo de trabajo y conforma la tesis doctoral de la Dra. Matesanz; posteriormente el Dr. Gloriani realizó su tesis empleando el mismo dispositivo. Para la tesis que se presenta se han realizado modificaciones destinadas a emplear e intercambiar distintos iluminantes y a medir el TRV. En primer lugar, se procede a la descripción detallada de los elementos del dispositivo y sus funciones, así como de las fuentes de luz empleadas. En segundo lugar, se detallan el sistema de control y la calibración de las fuentes de luz y los filtros de densidad neutra. En último lugar, el sistema de posicionamiento, alineamiento y control de la posición del observador. Todo ello proporciona la precisión necesaria para recrear las condiciones experimentales definidas y evaluar el rendimiento visual, objetivo principal de este trabajo.

## 2.1 Descripción

El dispositivo utilizado es un sistema óptico de doble visión maxwelliana (figura 2.1). La visión maxwelliana permite obtener resultados independientes de las variaciones del diámetro pupilar debidas al iluminante o nivel de luminancia (Berman, 1987; Boynton, 1954) y evita la influencia de la dispersión producida por la pigmentación del iris o la esclera (van den Berg, 1991) en los resultados. Por último, permite un control preciso de la iluminación retiniana al permitir su cálculo en función de la luminancia de la fuente de luz y el tamaño de la imagen del filamento (Westheimer, 1966).



**Figura 2.1.** Fotografía del dispositivo experimental.

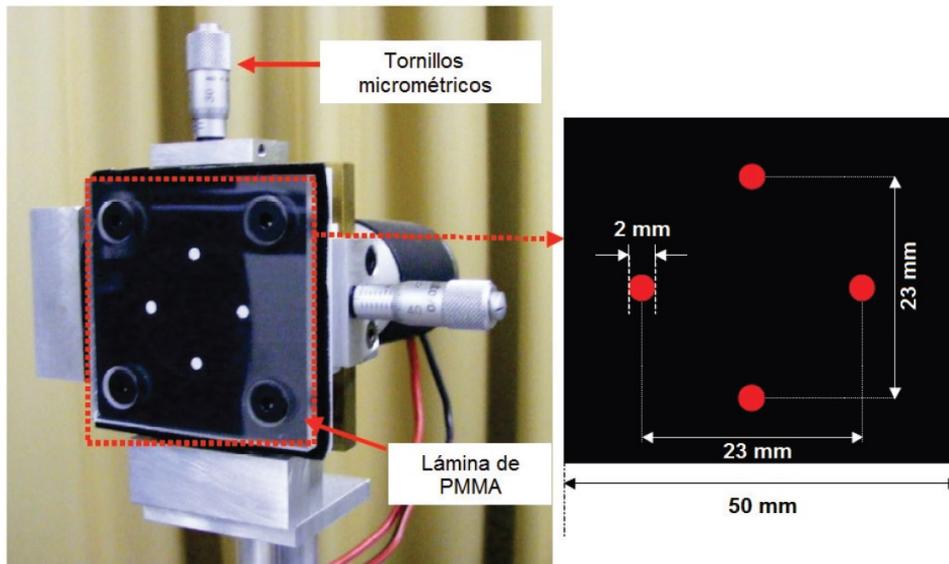
El dispositivo experimental se ha diseñado para que la imagen del filamento de una fuente de luz se forme en el plano de la pupila de entrada del observador, base de la visión maxwelliana. La imagen del filamento de las lámparas empleadas en esta tesis tiene un diámetro 2.5 mm, valor siempre inferior al diámetro pupilar en cualquiera de las condiciones experimentales analizadas. En este dispositivo, la fuente de luz ilumina simultáneamente los haces de prueba y adaptación, los cuales subtienden ángulos de  $2^\circ$  y  $10^\circ$  desde la pupila de entrada del observador, respectivamente. Dadas las propiedades de los tamaños angulares de la prueba o estímulo, en relación con el campo de adaptación, el primero se considera un pulso de luz y no una red sinusoidal. Su configuración nos permite asemejarlo a una red sinusoidal cuadrada y cualquier referencia a un valor de frecuencia espacial fundamental aproximada de 0.5 cpq, siendo una mera estimación que, a lo largo de este documento, nos permitirá compararlo con los resultados descritos en la literatura. Bajo esta suposición y en concordancia con las conclusiones de Campbell et al. (1968), para frecuencias espaciales bajas hay una contribución importante de los armónicos de alta frecuencia espacial, especialmente del tercero, a la detección. Si bien es verdad que a bajos niveles de iluminación, como los empleados en los experimentos que componen esta memoria, el tercer armónico no produciría cambios significativos en la detección (Van



En el recorrido del haz de prueba se sitúa un espejo ( $E_P$ ) que produce una reflexión de  $90^\circ$  del haz, tres discos motorizados con filtros de densidad neutra ( $F_P^{1.0}$ ,  $F_P^{0.5}$ ,  $F_P^{0.1}$ ), dos lentes ( $L_P^{160}$ ,  $L_P^{200}$ ), dos obturadores ( $Ob_{P1}$ ,  $Ob_{P2}$ ), dos diafragmas ( $D_{P1}$ ,  $D_{P2}$ ), una pantalla cubierta con pintura negra mate (para evitar luz parásita) y una lámina separadora de haces ( $BS_A$ ). El diafragma  $D_{P1}$  limita el tamaño del filamento de la fuente de luz en el haz de prueba y el diafragma  $D_{P2}$ , situado en la focal de la lente  $L_P^{200}$ , permite que la imagen del filamento subtienda un ángulo de  $2^\circ$  en la pupila de entrada del observador. En el caso del haz de adaptación se sitúan tres discos con filtros de densidad neutra ( $F_A^{2.0}$ ,  $F_A^{0.5}$ ,  $F_A^{0.1}$ ), dos diafragmas ( $D_{A1}$ ,  $D_{A2}$ ), dos lentes ( $L_A^{160}$ ,  $L_A^{200}$ ), un espejo ( $E_A$ ) que produce una reflexión de  $90^\circ$  del haz y una lámina separadora de haces ( $BS_A$ ) que solapa el haz de adaptación con el de prueba. El diafragma  $D_{A1}$  limita el tamaño del filamento de la fuente de luz en el haz de adaptación y el diafragma  $D_{A2}$  situado en la focal de la lente  $L_A^{200}$  permite que la imagen del filamento subtienda  $10^\circ$ . Todas las lentes situadas en ambos haces ( $L_P^{160}$ ,  $L_P^{200}$ ,  $L_A^{160}$ ,  $L_A^{200}$ ) son dobletes acromáticos, lo que permite disminuir la aberración cromática.

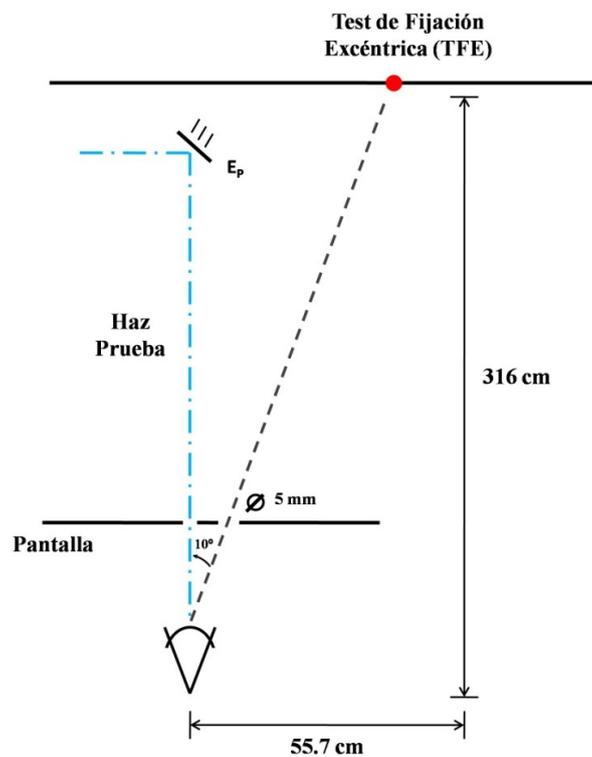
Adicionalmente a los haces de prueba y adaptación ya descritos, la figura 2.2 muestra otros tres haces. Con una línea punteada verde (.....) se representa el haz de la cámara CCD para el control pupilar, dicha cámara está enfocada en el plano de la pupila de entrada del observador, de manera que es posible su monitorización a tiempo real a través de la lámina separadora de haces  $BS_{CCD}$ . En línea discontinua naranja (— • —) se representa el haz del test de fijación foveal (TFF). El tiempo de presentación del test lo controla el obturador  $Ob_{TFF}$ . La lente  $L_{TFF}^{50}$  permite formar la imagen del test de fijación foveal en el infinito óptico. Y la lámina separadora de haces  $BS_{TFF}$  permite solapar el test de fijación foveal con el haz de prueba. Por último, en línea punteada roja (.....) se representa el haz del test de fijación excéntrica (TFE), dicho haz procede de un láser que, tras una reflexión en el espejo  $E_{TFE}$ , incide en una pantalla negra mate situada en el infinito óptico.

El test de fijación para las medidas foveales (TFF) está formado por cuatro orificios dispuestos en forma de diamante (figura 2.3) con 4 LEDs con longitud de onda central de 630 nm, para no afectar al estado de adaptación a la oscuridad del observador. Los orificios se han realizado en una placa de polimetilmetacrilato (PMMA) fijada a un desplazador micrométrico XY. Todo se encuentra dentro de una carcasa negra que evita la difusión de luz parásita. Cada punto subtiende un tamaño angular  $5'$ , y la distancia entre los mismos un tamaño de  $0.45^\circ$ , en la retina del observador.



**Figura 1.3.** Fotografía del Test de Fijación Foveal (TFF) y esquema de la posición de los puntos de fijación que lo conforman. *Extraído de Matesanz (2010).*

Para las medidas realizadas en retina periférica se ha diseñado un test de fijación excéntrica (TFE) que consiste en un láser con una longitud de onda central de 630 nm que incide sobre una pantalla de proyección a 3.16 metros del observador, subtendiendo un ángulo de  $10^\circ$  respecto al mismo (figura 2.4).



**Figura 2.4.** Esquema de la posición del Test de Fijación Excéntrica (TFE) respecto al observador.

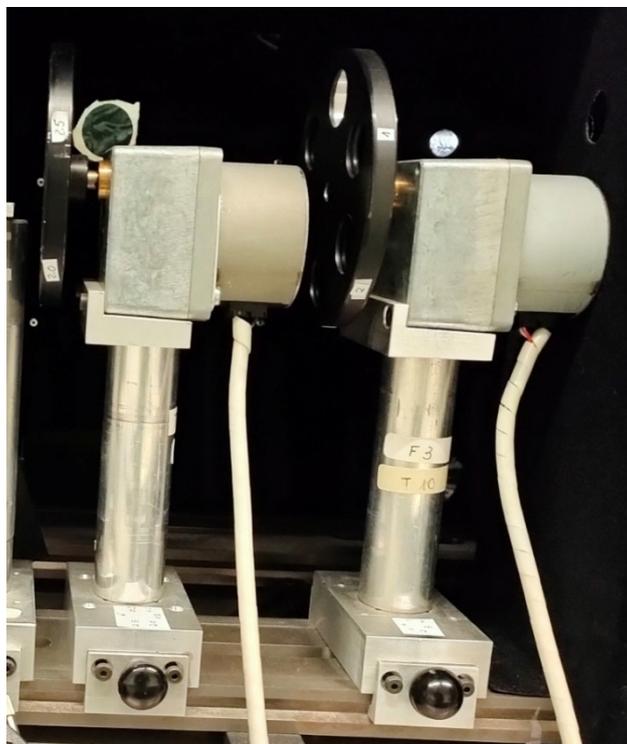
Durante las medidas psicofísicas el observador mantiene la fijación en el test de fijación excéntrica, lo que permite realizar las medidas en la retina temporal del observador y presentar el campo de adaptación, el estímulo y el test de fijación excéntrica simultáneamente. El diseño experimental simula un obstáculo en el borde de la carretera durante la conducción nocturna; con una iluminación de fondo proporcionada por las luminarias y un estímulo que representa el obstáculo iluminado por la misma luminaria a  $10^\circ$  del punto de fijación del conductor.

Con respecto a los elementos del dispositivo experimental, las láminas separadoras de haces utilizadas se encuentran situadas en un anillo metálico fijado a un soporte (figura 2.5). Estas láminas están compuestas por nitrato de celulosa con un espesor de  $2\ \mu\text{m}$ , lo que permite que las reflexiones de la primera y segunda superficie prácticamente se superpongan. Para un ángulo de incidencia de  $45^\circ$ , transmiten el 90% de la luz incidente y reflejan el 10% restante con un mínimo grado de absorción, aberración cromática, imágenes residuales y efecto sobre la polarización de la luz en el rango del espectro visible. En el dispositivo experimental, se han empleado dos láminas separadoras con un diámetro de 25 mm ( $BS_{\text{CCD}}$ ,  $BS_{\text{TFF}}$ ) y una lámina con un diámetro de 50 mm ( $BS_{\text{A}}$ ). El mayor diámetro empleado lo justifica el hecho de que el observador requiere un mayor campo de visión para visualizar sin dificultad el campo de adaptación y el test de fijación excéntrica.



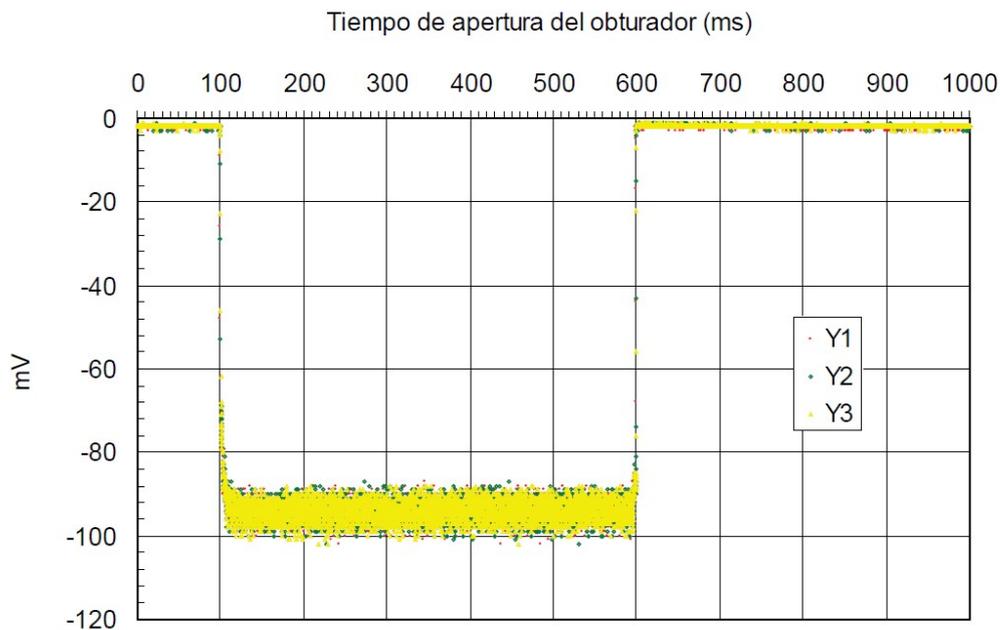
**Figura 2.5.** Fotografías de láminas separadoras de haces de 25 mm (izquierda) y 50 mm de diámetro (derecha).

Los filtros de densidad neutra (F) se sitúan en discos rotatorios y permiten un control de la luminancia de ambos haces en pasos de 0.1 unidades logarítmicas, así como operar en un amplio rango de luminancias (en función de la lámpara empleada). En el dispositivo experimental se emplearon un total de 6 discos de filtros, cada disco contiene 6 posiciones diferentes con filtros de 25 mm de diámetro. En el caso del haz de prueba, tres tambores de filtros ( $F_p^{1.0}$ ,  $F_p^{0.5}$  y  $F_p^{0.1}$ ) están conectados a un motor paso a paso que permite controlar su posición desde el ordenador. El objetivo de este control es combinar los filtros de los tres tambores para conseguir la combinación más adecuada de los mismos, rotando en ambas direcciones para optimizar el tiempo de espera entre la presentación de los estímulos. Estos tres discos contienen filtros con pasos de densidad de 1.0, 0.5 y 0.1 unidades logarítmicas, respectivamente, lo que permite variaciones de luminancia desde 0.1 hasta 8 unidades logarítmicas en pasos de 0.1. En el caso del haz de adaptación, los discos de filtros ( $F_A^{2.0}$ ,  $F_A^{0.5}$  y  $F_A^{0.1}$ ) tienen pasos de densidad de 2.0, 0.5 y 0.1 unidades logarítmicas, respectivamente, lo que permite variaciones de luminancia desde 0.1 a 11 unidades logarítmicas. La figura 2.6 muestra los discos de filtros del haz de prueba acoplados a un motor, aunque en el apartado 2.3 se abordará una descripción detallada de su calibración y valores de densidad.



**Figura 2.6.** Fotografía de dos discos de filtros neutros ( $F_p^{0.5}$  y  $F_p^{0.1}$ ) acoplados a un motor.

Los obturadores  $Ob_{p1}$  y  $Ob_{p2}$  (figura 2.7) situados en el haz de prueba y el obturador  $Ob_{TF}$  en el haz de fijación foveal permiten controlar el tiempo de exposición de ambos haces. Los tiempos de cierre y apertura de los obturadores (Uniblitz VS25STO-100) son controlados por el ordenador y han sido medidos en su posición de uso mediante un fotomultiplicador (PH) y un osciloscopio (Osc), demostrando que ambos tiempos son repetitivos con una precisión del orden del milisegundo (figura 2.8).



**Figura 2.8.** Imagen proporcionada por un osciloscopio de la señal registrada por el fotomultiplicador para un tiempo de apertura del obturador de 500 ms. *Extraído de Matesanz et al. (2010).*

Con el propósito de medir el TRV visual en esta tesis se adaptó el dispositivo experimental introduciendo un pulsador (figura 2.9) diseñado por nuestro grupo de trabajo y conectándolo a un micro-controlador (TIVA™ C Series TM4C123GXL – Texas



**Figura 2.9.** Fotografía del pulsador empleado para la medida psicofísica del TRV.

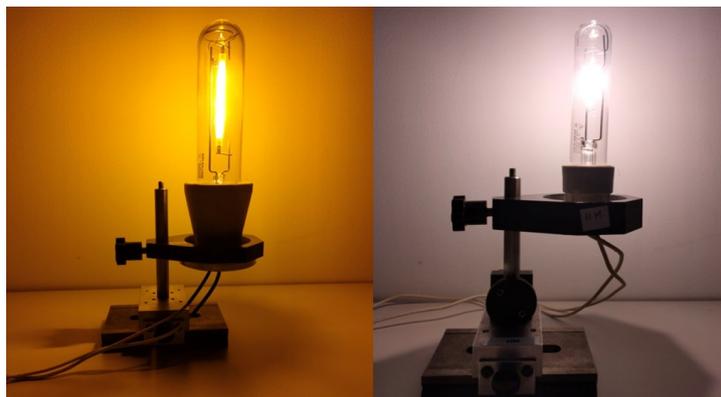
Instruments). La TIVA permite controlar los tiempos transcurridos entre la apertura de los obturadores del haz de prueba y presión del pulsador. De igual forma, el software de control se modificó tanto para el diseño de las medidas como para el registro y almacenamiento de los valores de TRV.

## 2.2 Fuentes de luz: calibración y derivas

En lo referente a las fuentes de luz (S) empleadas en los experimentos de este bloque, se han empleado una lámpara de sodio de alta presión (HPS) y una lámpara de halogenuros metálicos (MH) (figura 2.10); alimentadas con una potencia eléctrica de 150 y 70 W, respectivamente, por medio de una fuente de alimentación. Las TCC de ambas lámparas, junto con sus características técnicas, son proporcionadas por el fabricante y se detallan en la tabla 2.1.

| Lámpara                     | Modelo         | TCC (K) | Ratio-S/P | Fabricante |
|-----------------------------|----------------|---------|-----------|------------|
| Sodio de alta presión (HPS) | 150W Pro SON-T | 2000    | 0.49      | Philips    |
| Halogenuros metálicos (MH)  | 70W CDO-TT     | 2800    | 1.17      | Philips    |

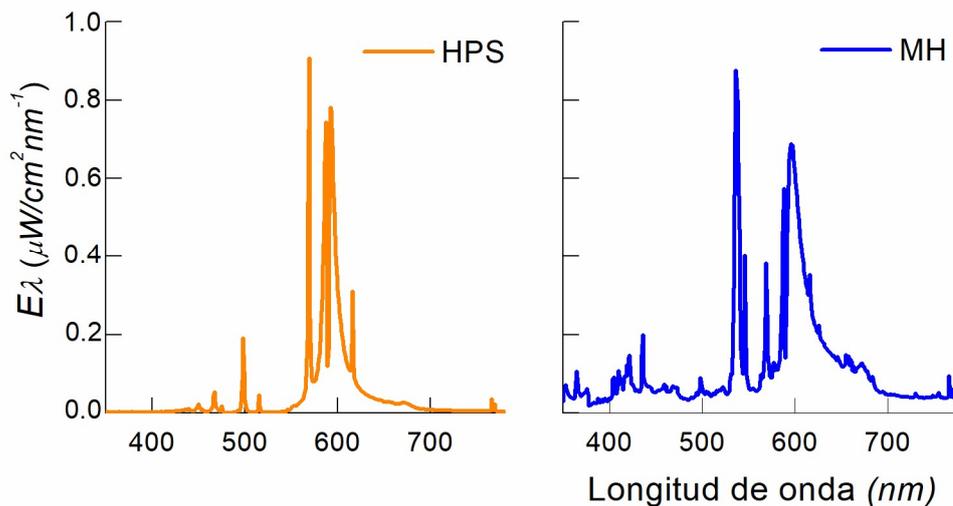
**Tabla 2.1.** Características técnicas de las lámparas empleadas en este estudio: sodio de alta presión (HPS) y halogenuros metálicos (MH). La temperatura de color correlacionada (TCC) se obtiene del fabricante. Los ratios-S/P se calculan a partir de la SPD obtenida.



**Figura 2.10.** Fotografías de los iluminantes empleados: lámpara de sodio de alta presión (HPS) a la izquierda y lámpara de halogenuros metálicos (MH) a la derecha.

En el Laboratorio de Espectroscopía de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Valladolid se midieron las SPD absolutas de los dos iluminantes urbanos empleados, HPS y MH (figura 2.11). Los conocimientos teóricos básicos necesarios para las medidas de irradiancia empleando un espectrométero se adquirieron durante la estancia realizada en la Universidade do Minho (Braga, Portugal). Las medidas se

llevaron a cabo con un espectrómetro formado por un monocromador con una resolución de 0.1 nm por canal, un detector OMA y un analizador óptico multicanal. La fuente de luz se situó en el plano de entrada del espectrómetro a 50 cm de su rendija de entrada. Se llevó a cabo una calibración del espectrómetro empleando una lámpara halógena incandescente previamente calibrada por el National Institute of Standards and Technology (NIST).



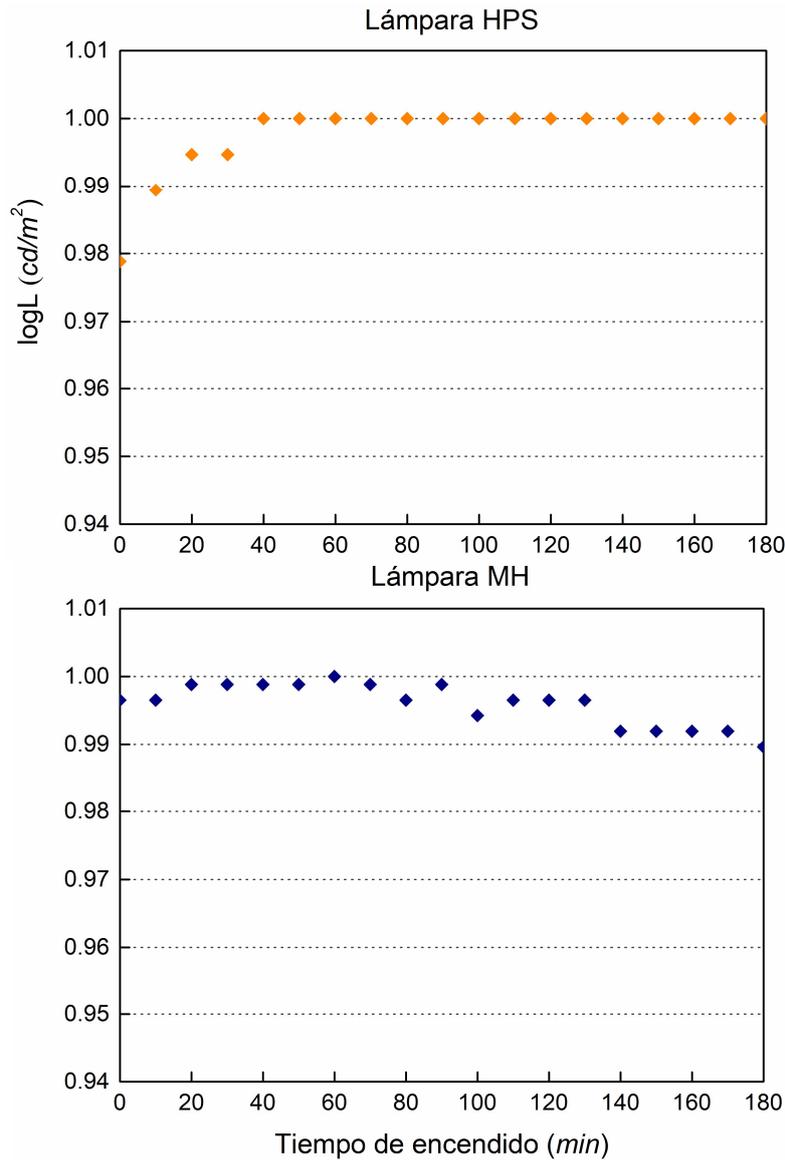
**Figura 2.11.** SPD absoluta de las lámparas de sodio de alta presión (HPS) y de halogenuros. Con el objetivo de caracterizar la SPD de ambas fuentes de luz se empleó el ratio-S/P, cuyo valor se calculó aplicando la ecuación 1.12 definida en la introducción. Se obtuvieron valores de ratio-S/P de 0.49 para la lámpara HPS y de 1.17 para la lámpara de MH. En comparación con los valores de luminancia fotópica, una lámpara de HPS proporciona entre un 2% y un 7% más de luminancia mesópica debido a su mayor emisión en longitudes de onda larga (Eloholma et al., 2006). Por el contrario, en el caso de la lámpara MH, los valores de luminancia mesópica son entre un 12% y un 18% mayores en comparación con los valores de luminancia fotópica, debido a su mayor contenido en longitudes de onda corta. Por lo tanto, el mayor contenido en luz azul del espectro de emisión de la lámpara MH le proporciona una mayor eficiencia en comparación con la lámpara HPS para un mismo valor de luminancia fotópica.

Antes de cada medida psicofísica individual se llevó a cabo un control rutinario de la luminancia proporcionada por las lámparas empleando un luminancímetro Spectra Pritchard modelo 1980A (figura 2.12). Este dispositivo se empleó también para la calibración de los filtros de densidad neutra que se detalla en el siguiente apartado. El dispositivo proporciona el valor de luminancia en referencia a la curva de sensibilidad espectral fotópica del observador patrón (Artigas et al., 1995) gracias a un filtro CIE incorporado (figura 2.12).



**Figura 2.12** Luminómetro Spectra Pritchard. En la imagen superior izquierda se observa la caja de control. En la imagen inferior izquierda el filtro fotópico. En la imagen de la derecha se observa el cabezal óptico de medida sobre el soporte.

Con el máximo apantallamiento posible del dispositivo, se midió el ruido intrínseco del mismo y posteriormente la luminancia en oscuridad empleando un campo de medición de  $3^\circ$  de tamaño angular, obteniendo un valor de luminancia de  $3.05 \times 10^{-6} \text{ cd/m}^2$  (error  $\pm 1.5 \times 10^{-6} \text{ cd/m}^2$ ). Por otro lado, y con el objetivo de asegurar la estabilidad de la fuente de luz durante la realización de las medidas psicofísicas, se comprobaron las derivas de las lámparas empleadas en el dispositivo experimental, HPS y MH. Los valores de luminancia se obtuvieron desde el momento de encendido hasta alcanzar 3 horas en intervalos de tiempo de 10 minutos. Los valores de luminancia de la fuente de luz se representan en unidades logarítmicas en la figura 2.13, en función del tiempo. En el caso de la lámpara HPS, la luminancia presenta su mínimo valor en el momento de encendido, aumentando hasta estabilizarse tras 40 minutos, momento a partir del cual las fluctuaciones son casi inexistentes. La máxima diferencia observada en el logaritmo de la luminancia es del 0.02% y corresponde a la diferencia entre los valores de luminancia obtenidos en el momento de encendido (valor mínimo) y tras 40 minutos de encendido (valor máximo). En el caso de la lámpara MH, la luminancia tiende a estabilizarse desde el momento de encendido y no se observa una tendencia de la misma a disminuir o incrementarse con el paso del tiempo. La máxima diferencia observada en el logaritmo de la luminancia es del 0.01 %. Con el objetivo de asegurarnos su estabilidad durante la realización de las medidas psicofísicas, ambas lámparas se encendieron con una hora de antelación a las medidas.



**Figura 2.13.** Evolución temporal normalizada del logaritmo de la luminancia de las lámparas de sodio de alta presión (HPS) y halogenuros metálicos (MH) en función del tiempo de encendido.

### 2.3 Calibración filtros densidad neutra

Los filtros de densidad neutra empleados en los experimentos han sido calibrados mediante la medida de la densidad óptica, con cada una de las lámparas empleadas.

| <b>Lámpara Sodio Alta Presión (HPS)</b> |                 |                  |                 |                  |                 |
|---|-----------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| <b>Haz de Prueba</b>                    |                 |                  |                 |                  |                 |
| $F_P^{1.0}$                             |                 | $F_P^{0.5}$      |                 | $F_P^{0.1}$      |                 |
| Densidad nominal                        | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida |
| 1.0                                     | 1.12            | 0.5              | 0.56            | 0.1              | 0.13            |
| 2.0                                     | 1.94            | 1.0              | 1.01            | 0.2              | 0.22            |
| 3.0                                     | 2.99            | 1.5              | 1.52            | 0.3              | 0.31            |
| 4.0                                     | 5.11            | 2.0              | 2.07            | 0.4              | 0.42            |
| 5.0                                     | 6.98            | 2.5              | 2.62            | 0.5              | 0.56            |
| <b>Haz de Adaptación</b>                |                 |                  |                 |                  |                 |
| $F_A^{2.0}$                             |                 | $F_A^{0.5}$      |                 | $F_A^{0.1}$      |                 |
| Densidad nominal                        | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida |
| 1.0                                     | 1.02            | 0.5              | 0.55            | 0.1              | 0.11            |
| 2.0                                     | 2.15            | 1.0              | 1.14            | 0.2              | 0.25            |
| 4.0                                     | 5.15            | 1.5              | 1.50            | 0.3              | 0.35            |
| 6.0                                     | 6.45            | 2.0              | 2.09            | 0.4              | 0.45            |
| 8.0                                     | -               | 2.5              | 2.60            | 0.5              | 0.55            |

**Tabla 2.2.** Densidad óptica nominal y densidad óptica real medida para los filtros situados en el trayecto del haz de prueba y de adaptación, calibrados con la lámpara HPS.

| <b>Lámpara Halogenuros Metálicos (MH)</b> |                 |                  |                 |                  |                 |
|---|-----------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| <b>Haz de Prueba</b>                      |                 |                  |                 |                  |                 |
| $F_P^{1.0}$                               |                 | $F_P^{0.5}$      |                 | $F_P^{0.1}$      |                 |
| Densidad nominal                          | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida |
| 1.0                                       | 1.11            | 0.5              | 0.56            | 0.1              | 0.12            |
| 2.0                                       | 1.93            | 1.0              | 1.02            | 0.2              | 0.22            |
| 3.0                                       | 2.95            | 1.5              | 1.51            | 0.3              | 0.31            |
| 4.0                                       | 5.07            | 2.0              | 2.06            | 0.4              | 0.42            |
| 5.0                                       | 6.84            | 2.5              | 2.60            | 0.5              | 0.55            |
| <b>Haz de Adaptación</b>                  |                 |                  |                 |                  |                 |
| $F_A^{2.0}$                               |                 | $F_A^{0.5}$      |                 | $F_A^{0.1}$      |                 |
| Densidad nominal                          | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida | Densidad nominal | Densidad medida |
| 1.0                                       | 1.01            | 0.5              | 0.52            | 0.1              | 0.10            |
| 2.0                                       | 1.12            | 1.0              | 1.11            | 0.2              | 0.24            |
| 4.0                                       | 3.74            | 1.5              | 1.50            | 0.3              | 0.33            |
| 6.0                                       | 5.55            | 2.0              | 2.06            | 0.4              | 0.44            |
| 8.0                                       | -               | 2.5              | 2.56            | 0.5              | 0.52            |

**Tabla 2.3.** Densidad óptica nominal y densidad óptica real medida para los filtros situados en el trayecto del haz de prueba y de adaptación, calibrados con la lámpara MH.

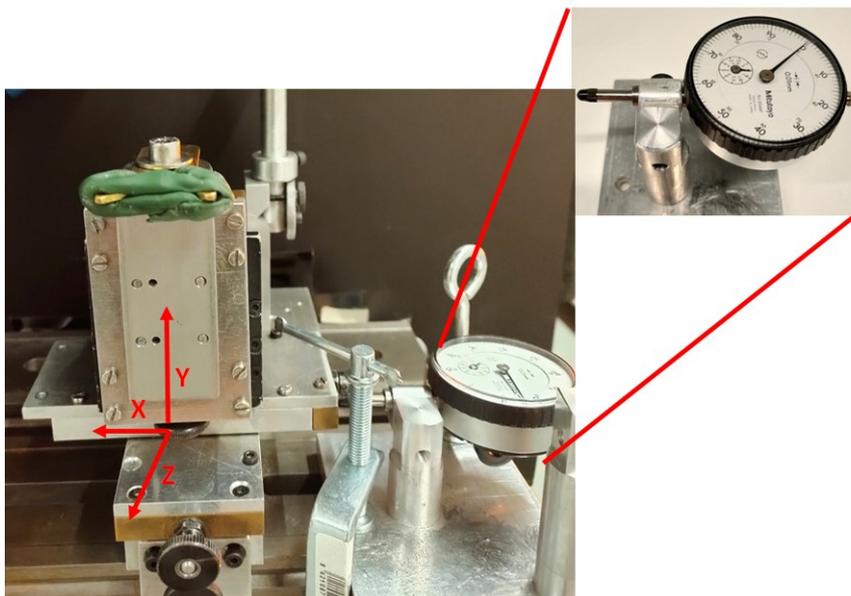
Empleando el luminancímetro Spectra Pritchard antes descrito se midió la luminancia a través de los distintos filtros de densidad neutra situados en ambos haces para la obtención de su transmitancia (T), utilizando como fuente de luz las lámparas HPS y MH. A partir del valor de transmitancia se ha calculado la densidad óptica real de los

filtros (D) con un error estimado de  $\pm 0.02$  basado en medidas repetidas en distintos días. La comparación de los valores de densidad real calculados y los valores de densidad nominal proporcionados por el fabricante aparece en las tablas 2.2 y 2.3, observándose diferencias, más marcadas al aumentar la densidad óptica, debidas a una mayor precisión en nuestra medida.

Con anterioridad (Matesanz et al., 2010), la neutralidad de los filtros empleados se verificó en el rango visible y de emisión de las lámparas empleadas empleando un espectrofotómetro Safas Monaco Próximo UV-Visible Easyspec II, siendo óptima para la realización de los experimentos de este capítulo.

## 2.4 Posicionamiento y centrado del observador

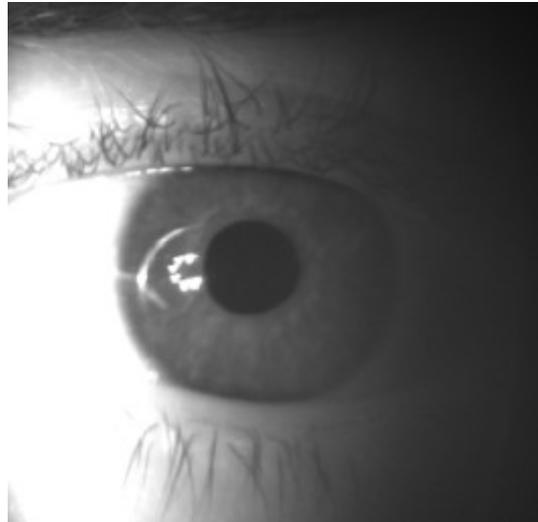
La posición del observador durante las medidas psicofísicas es considerada uno de los factores clave para garantizar la fiabilidad de los resultados. Para los experimentos de esta tesis se utilizará una impronta dental de material termoplástico sobre un desplazador XYZ (figura 2.14) con tornillos de paso fino que permiten variar la posición del observador con tres grados de libertad y alta precisión. Esto garantiza una posición estable y alineada de la pupila respecto a la trayectoria de ambos haces, con el fin de asegurar la visión maxwelliana y evitar, en la medida de lo posible, el efecto Stiles-Crawford.



**Figura 2.14.** Impresión dental sobre soporte XYZ y detalle del reloj comparador.

El alineamiento es controlado mediante una cámara CCD modelo Retiga Exi modelo Fast 1394, que junto con un filtro que bloquea la luz visible, 8 LEDs infrarrojos (830 nm) (Colombo et al., 2007) y la lámina separadora  $BS_{CCD}$ , permite visualizar la pupila a

tiempo real (figura 2.15). La radiación infrarroja no interfiere en el diámetro pupilar ni en los procesos de adaptación visual.



**Figura 2.15.** Imagen de la pupila de un observador obtenida con la cámara CCD, donde se observa el reflejo de los LEDs infrarrojos sobre el iris.

Para alinear al observador, se procede a centrarlo en las direcciones XY (horizontal y vertical) para que la imagen del filamento se forme en el centro pupilar. Posteriormente, se desplaza a lo largo del eje Z, consiguiendo el enfoque de la cámara CCD en el plano imagen del filamento de la fuente de luz y pudiendo observar el iris con nitidez en la pantalla del ordenador.

En las medidas realizadas en visión periférica, el giro ocular ocasionado por la fijación excéntrica desplaza la imagen del filamento respecto al centro pupilar, para evitarlo un reloj comparador permite desplazar dicho centro mediante un movimiento horizontal del observador a lo largo del eje X (figura 2.14). Para la excentricidad estudiada, se calculó el desplazamiento necesario para mantener la posición de la imagen del filamento en el plano de la pupila de entrada del observador (2 mm).

Previo al desarrollo de esta tesis, se comprobó el diámetro pupilar con una luminancia mesópica del campo de adaptación de  $5 \text{ cd/m}^2$  (Matesanz et al., 2010). Para esta condición de luminancia el valor promedio de 5 medidas del diámetro pupilar fue de 5.6 mm con un error de  $\pm 0.55 \text{ mm}$ . Teniendo en cuenta que la máxima luminancia de fondo empleada en los experimentos de esta tesis ha sido de  $1 \text{ cd/m}^2$ , esto nos asegura que durante las medidas psicofísicas el diámetro pupilar es mayor que el tamaño de la imagen del filamento de la fuente en el plano de entrada de la pupila.

## 2.5 Conclusiones

El primer paso para llevar a cabo los objetivos de esta tesis fue la puesta a punto de un dispositivo experimental ya existente para la medida del tiempo de reacción visual. Se desarrolló un software que permitía el registro de los valores de tiempo de respuesta con una precisión del orden del milisegundo; así como el diseño de un pulsador de fácil manejo para futuros participantes. También se midió la distribución espectral de irradiancia de dos iluminantes viales tradicionales de amplio uso, las lámparas de sodio de alta presión y halogenuros metálicos. La obtención de los espectros de ambos iluminantes ha permitido justificar las conclusiones de los posteriores capítulos en cuanto al efecto de este factor en tareas psicofísicas como el contraste umbral y el tiempo de reacción visual.



## **Capítulo 3: Experimento 1. Contraste umbral: Influencia de la distribución espectral del iluminante, la edad, la luminancia y la fotometría.**

En el primer experimento que constituye esta tesis doctoral se aborda un análisis general de distintos factores, tanto internos como externos, en el rendimiento visual en condiciones típicas de la conducción nocturna. En cuanto a los factores internos, uno de los más relevantes es el envejecimiento ocular; siendo, entre los factores externos, el efecto del tipo de iluminante, el nivel de iluminación y el sistema de fotometría empleado para la medición de dicho nivel, de los más representativos de la escena visual durante la conducción nocturna.

Los resultados y conclusiones obtenidos a partir de este experimento se han publicado en una revista científica indexada y han sido presentados en congresos:

AUTORES: Vicente, E. G., Arranz, I., Issolio, E., Matesanz, B. M., Gloriani, A. H., Menéndez, J. A., Rodríguez-Rosa, M., Silva, B., Colombo, E., Mar, S. y Aparicio, J. A.

TÍTULO: Influence of age and spectral power distribution on mesopic visual sensitivity.

REVISTA: *Attention, Perception & Psychophysics (APP)*. 2019. 81(2), 504-516.  
<https://doi.org/10.3758/s13414-018-1616-6>

AUTORES: Arranz, I., Matesanz, B. M., Issolio, L., Silva, B., Colombo, E. M., Menéndez, J. A., Mar, S. y Aparicio, J. A.

TÍTULO: Influence of age on contrast threshold detection for urban lamps with different spectral distribution in the mesopic range.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en póster.

CONGRESO: 23<sup>rd</sup> Symposium of the International Colour Vision Society (ICVS 2015).

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Sendai (Japón), 3-7 Julio 2015.

AUTORES: García, E., Benito Sabater, M., Arranz, I., Matesanz, B. M., Menéndez, J. A., Mar, S., Galarreta, D. y Aparicio, J. A.

TÍTULO: Efecto del iluminante y de la edad en la detección de contraste supraumbral en conducción nocturna.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en póster.

CONGRESO: XI Reunión Nacional de Óptica.

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Salamanca (España), 1-3 Septiembre 2015.

### 3.1 Introducción

El estudio del comportamiento visual en condiciones de iluminación mesópicas bajo las cuales se desempeñan tareas tan comunes como la conducción es motivo de investigación en ciencias de la visión. El fin común es lograr un conocimiento íntegro del funcionamiento del sistema visual para optimizar su respuesta, reducir los errores y, por tanto, la probabilidad de accidentes. Las limitaciones en el rendimiento visual

durante la conducción nocturna pueden deberse tanto a factores externos como las condiciones de iluminación, determinadas por el nivel de iluminación y el tipo de iluminante, como a factores humanos o internos, de entre los cuales la edad adquiere especial relevancia. A continuación se describen ambos tipos de factores

En cuanto a los factores externos relevantes en el rendimiento visual durante la conducción nocturna, destaca el nivel de iluminación y el tipo de lámpara. Freiding et al. 2007, obtienen una mejora en los resultados de CU al incrementarse la luminancia de fondo. En cuanto al tipo de iluminante, en visión foveal no encontraron influencia en el CU (Fotios et al., 2007). Sin embargo, en visión excéntrica Uttley et al. (2017) concluyeron que el contraste umbral en sujetos jóvenes y en niveles de iluminación mesópicos mejora empleando lámparas con un mayor contenido en longitudes de onda corta, obteniendo por lo tanto una mayor eficiencia empleando lámparas como MH en comparación con aquellas con un mayor contenido en longitudes de onda larga, como es el caso de la lámpara HPS.

En cuanto a la influencia del envejecimiento ocular, cabe destacar su efecto en la conducción. Considerando que el vehículo privado es el medio de transporte más utilizado por la población envejecida (Karthaus et al., 2016) y, dado que este sector de la población aumenta, es importante analizar la interacción entre las condiciones típicas de la conducción nocturna y el envejecimiento ocular (Gruber et al., 2013; Kosnik et al., 1988). Aquellos cambios con mayor relevancia e influencia en la detección pueden ser los cambios ópticos y neuronales. Entre los cambios ópticos, en este trabajo son relevantes la pérdida de transparencia del cristalino (Whitaker, 1992) y el incremento del *scattering* intraocular (Chang et al., 2002; van den Berg et al., 1995; 2007). El aumento de la absorción, junto con la miosis senil, son responsables de una reducción de la iluminación retiniana en sujetos mayores (Weale, 1978). Sin embargo, en un experimento basado en visión maxwelliana como el nuestro, en el que el tamaño de la imagen del filamento es siempre menor que el diámetro pupilar, se puede asegurar que dicha reducción no se ve afectada por la miosis senil y que se debe, principalmente, al cristalino. El efecto del *scattering*, ya descrito, es responsable de un incremento en el CU de sujetos mayores, en comparación con sujetos jóvenes; cambio ya descrito por diversos autores como Allen et al. (1967) y Wolf et al. (1965). La influencia del *scattering* intraocular puede ser parcialmente contrarrestada por el efecto Stiles-Crawford (Marcos et al., 2000) en el caso de los conos, aunque este efecto esté fuertemente relacionado con el nivel de iluminación (Atchinson et al., 2000). Por otra parte y como ya se mencionó, los bastones no presentan selectividad direccional, siendo más sensibles a cambios en la dirección de la luz y viéndose más afectados por el incremento de la dispersión ocasionado por el cristalino.

En cuanto a los cambios neuronales, de especial importancia son aquellos relacionados con los fotorreceptores ya descritos en el apartado 1.1.2 de la introducción.

Específicamente, la disminución de la densidad de bastones justificaría una disminución más temprana de la sensibilidad escotópica en comparación con la fotópica (Puell et al., 2004; Gillespie, 2013). El cambio en la sensibilidad escotópica tiene un impacto directo en aquellas tareas visuales realizadas en entornos con bajos niveles de iluminación, donde la visión excéntrica es esencial (Jackson et al., 2000). Por otra parte, en cuanto a los conos, además de los cambios ya descritos cabe destacar la pérdida en la eficiencia para capturar fotones en sujetos mayores, en relación con sujetos jóvenes, descrita por Werner (2016).

Estos factores externos y humanos que acaban de ser descritos influyen en el rendimiento visual. Estudios como el de Uttley et al. (2017) relacionan el envejecimiento ocular y el tipo de iluminante, concluyendo que la SPD del iluminante afecta de distinta forma a la capacidad de detección de personas mayores y jóvenes. Sin embargo, es necesario analizar la interacción entre la edad, la lámpara y el nivel de iluminación para proporcionar conclusiones sólidas sobre el rendimiento visual en condiciones típicas de la conducción nocturna. Asimismo, estudios recientes que valoran el efecto del envejecimiento en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica, como el citado anteriormente de Uttley et al. (2017), emplean sistemas de fotometría tradicionales para determinar la luminancia. Esto, unido al hecho de que la conducción nocturna se desarrolla en niveles de iluminación mesópicos, son motivos para que el presente trabajo analice el rendimiento visual aplicando el sistema de fotometría mesópica MES2 para evaluar su interacción con los factores anteriormente descritos. Concretamente, se analizará la relación entre los resultados de CU obtenidos aplicando los sistemas de fotometría fotópico y mesópico MES2 en visión excéntrica, para grupos de distinta edad y dos iluminantes.

## **3.2 Experimento 1a: Estudio de la distribución espectral, la edad, la luminancia y la fotometría en el contraste umbral. Estudio piloto.**

### **3.2.1 Metodología**

#### *Observadores*

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos, el experimento siguió la declaración de Helsinki y los procedimientos llevados a cabo fueron aprobados por el Comité Ético de Investigación Clínica del Área Este de Valladolid.

En el experimento 1a participaron un total de 6 observadores con experiencia en medidas psicofísicas. Ninguno de los sujetos presentaba ni historial previo ni actual de patologías oculares o sistémicas con afección ocular. Se realizó un examen ocular rutinario que incluía refracción de lejos, biomicroscopía y oftalmoscopía, y evaluación de la visión del color con los test de Ishihara y Farnsworth-Munsell D15. Como criterio

de exclusión, y con el objetivo de conseguir una muestra representativa de la población, no se consideraron aquellos sujetos con errores refractivos superiores a las 6.00 D de miopía, 4.00 D de hipermetropía y 2.00 D de astigmatismo; así como con deficiencias en la visión al color. El objetivo de la refracción era obtener la prescripción oftálmica que permitiera la máxima agudeza visual monocular del ojo derecho para la realización de las medidas. Los sujetos se dividieron en tres grupos: dos observadores jóvenes (24, 26 años), dos de edad intermedia (41, 43) y dos mayores (64, 65). Todos los sujetos, incluidos los emétopes y usuarios de lentes de contacto, fueron compensados con el mismo tipo de lente oftálmica (lente monofocal orgánica índice 1.5 sin tratamientos en superficie) para evitar diferencias en las condiciones de transmitancia, debidas a este factor, que pudieran afectar a los resultados.

#### *Condiciones experimentales*

Las condiciones experimentales del primer experimento, 1a, para la medida del CU en visión foveal y excéntrica abarcan un total de cuatro luminancias de fondo mesópicas (0.01, 0.07, 0.45 and 3.2  $\text{cd/m}^2$ ) y dos lámparas (HPS y MH). Además, en el caso de las medidas excéntricas, se emplearon dos sistemas de fotometría (fotópico y MES2). En total, el CU se midió para un total de 24 condiciones experimentales. El tiempo de presentación del estímulo fue de 40 ms sobre un campo estable. Con el fin de minimizar el efecto de la fatiga, las medidas se llevaron a cabo dedicando cada día a una lámpara y localización retiniana. El orden de las condiciones experimentales fue aleatorio para cada participante. Previamente a cada sesión de medidas, el observador se adaptó a la oscuridad durante 30 minutos. Posteriormente, el área retiniana objeto de estudio (fóvea o  $10^\circ$ ) se adaptó durante 3 minutos a la luminancia de fondo correspondiente. Las medidas se llevaron a cabo siempre en el ojo derecho mientras el ojo izquierdo se ocluía con un parche.

Se usó el método de escalera para obtener el incremento de luminancia necesario, respecto del campo de adaptación y presentando el estímulo luminoso sobre el mismo, para el cálculo del CU de Weber. La tarea del observador consistía en responder 'sí' o 'no' dependiendo de si detectaba o no el estímulo. De manera que una medida individual del CU consistía en un total de 6 escaleras (3 ascendentes y 3 descendentes), cada una de ellas con una media de 8 valores de luminancia (en pasos de 0.1 unidades logarítmicas), sumando un promedio total de 48 presentaciones de estímulo. Una vez obtenido el incremento umbral de luminancia, el cálculo del CU era diferente dependiendo del sistema de fotometría empleado, cuya elección dependía de la localización retiniana estudiada.

En las medidas realizadas en fóvea, la respuesta del sistema visual está mediada por conos, por lo que en la medida de luminancias se aplica la fotometría fotópica en exclusiva. En el cálculo del CU de detección se empleó la expresión de Weber (ecuación 1.1).

En las medidas realizadas en retina excéntrica, dónde la respuesta del sistema visual está mediada por conos y bastones, se consideró también el sistema de fotometría mesópica MES2 para el cálculo de las luminancias. Los valores de luminancia medidos usando fotometría fotópica se corrigen de acuerdo a la ecuación 1.17, como se describió en el Capítulo 1. Por lo tanto, el contraste MES2 ( $C_m$ ) se calcula de la siguiente forma:

$$C_m = \frac{L_{t,m} - L_{b,m}}{L_{b,m}} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

donde  $L_{t,m}$  y  $L_{b,m}$  representan los valores de luminancia del test y el campo de adaptación, respectivamente, corregidos empleando el sistema MES2.

#### *Análisis estadístico*

El análisis estadístico se ha llevado a cabo empleando el software SPSS, versión 19.0, y estableciendo un  $\alpha$ -valor = 0.05 como nivel de significancia. Se aplicó un modelo lineal mixto para analizar la influencia de la edad, la SPD del iluminante y la luminancia de fondo en el CU. Considerando dichos parámetros como factores fijos, así como sus interacciones. Este análisis se aplicó tanto en los resultados obtenidos en fóvea para fotometría fotópica como para los obtenidos en retina excéntrica para fotometría fotópica y mesópica MES2.

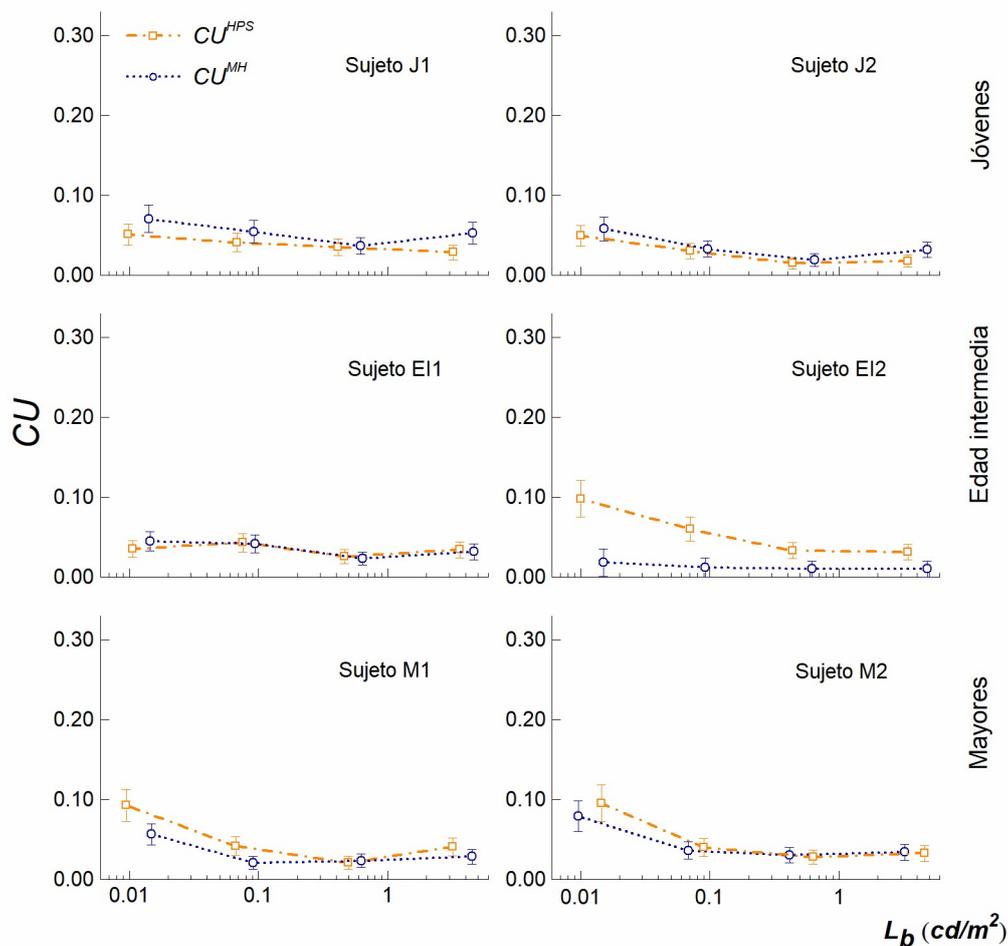
### **3.2.2 Resultados**

Considerando los 6 sujetos, el total de presentaciones realizadas para la obtención del CU fue de 6912.

La figura 3.1 representa los valores individuales de CU medidos en fóvea para cada uno de los seis observadores de los tres grupos de edad, en función de las distintas luminancias de fondo (0.01, 0.07, 0.45 y 3.2 cd/m<sup>2</sup>) y para las dos lámparas empleadas (HPS y MH).

No se observa efecto de la lámpara en el CU para ningún sujeto, aunque si una tendencia a incrementarse dicho CU a medida que disminuye la luminancia de fondo en los tres grupos de edad y para ambas lámparas. De hecho, el factor luminancia solo se considera significativo comparando el valor de CU entre la luminancia más baja, 0.01 cd/m<sup>2</sup>, y las restantes. Además, solo la interacción edad – lámpara está próxima a la significancia estadística ( $p = 0.07$ ) para una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>, obteniendo valores de CU superiores para la lámpara HPS.

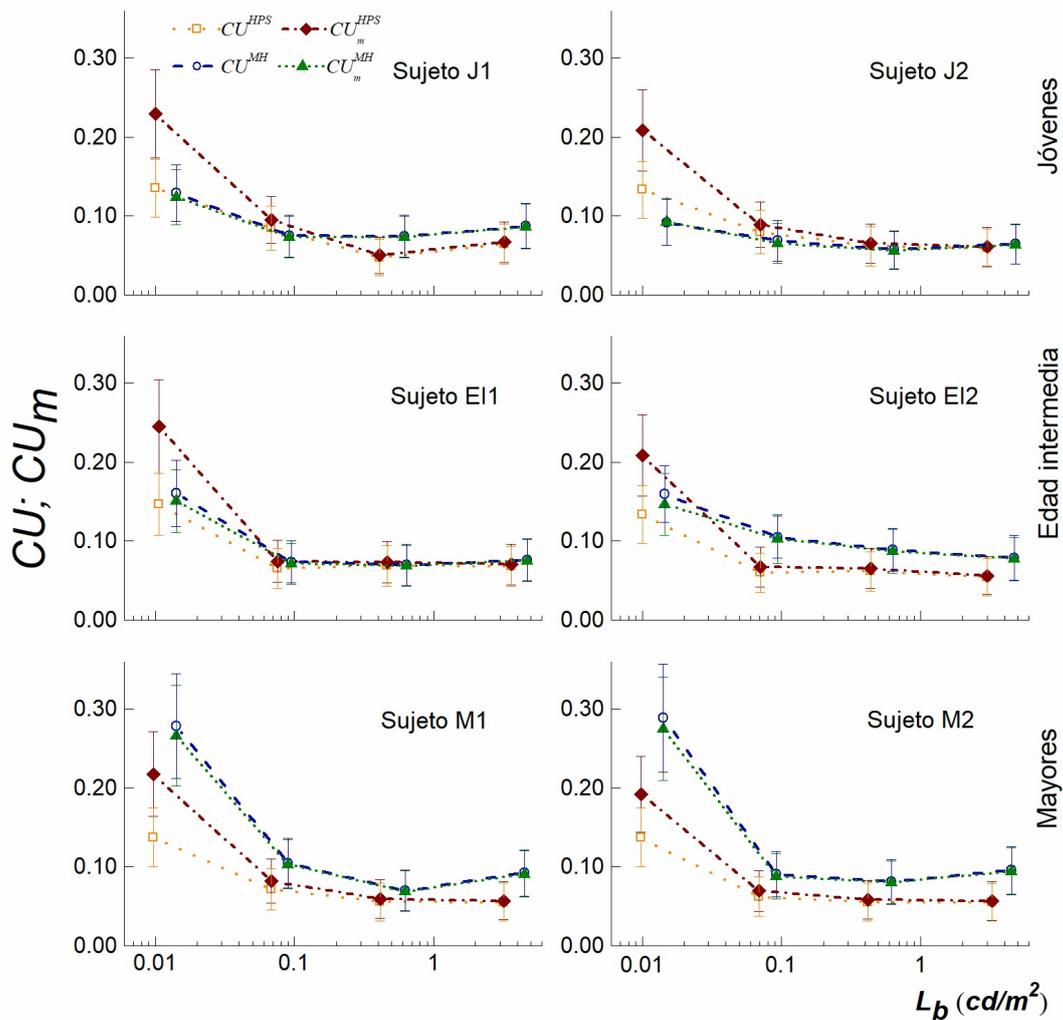
Contraste umbral en fóvea



**Figura 3.1.** CU medido en fóvea basado en fotometría fotópica para cada uno de los sujetos y tipo de lámpara empleados, en función de la luminancia de fondo expresada en escala logarítmica. Los gráficos superiores, intermedios e inferiores corresponden a los sujetos jóvenes (J1 y J2), de edad intermedia (EI1 y EI2) y a los sujetos mayores (M1 y M2), respectivamente. Los resultados obtenidos con las lámparas HPS y MH se representan con cuadrados y círculos, respectivamente. Para una mejor comprensión, los resultados obtenidos con la lámpara MH se han desplazado a lo largo del eje horizontal. Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos.

Contraste umbral en retina excéntrica

La figura 3.2 representa los valores individuales de CU medidos en retina excéntrica para cada uno de los observadores de los tres grupos de edad, en función de las distintas luminancias de fondo empleadas (0.01, 0.07, 0.45 y 3.2  $cd/m^2$ ), dos lámparas (HPS y MH) y dos sistemas de fotometría (fotópico y MES2).



**Figura 3.2.** CU medido a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana basado en fotometría fotópica ( $CU$ ) y mesópica MES2 ( $CU_m$ ) para cada uno de los sujetos y tipo de lámpara empleados, en función de la luminancia de fondo expresada en escala logarítmica. Los gráficos superiores, intermedios e inferiores corresponden a los sujetos jóvenes (J1 y J2), de edad intermedia (E11 y E12) y a los sujetos mayores (M1 y M2), respectivamente. Los resultados obtenidos con las lámparas HPS y MH en fotometría fotópica se representan con cuadrados y círculos, respectivamente. Los resultados obtenidos con las lámparas HPS y MH en fotometría mesópica MES2 se representan con rombos y triángulos, respectivamente. Para una mejor comprensión, los resultados obtenidos con la lámpara MH, para ambas fotometrías, se han desplazado a lo largo del eje horizontal. Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos.

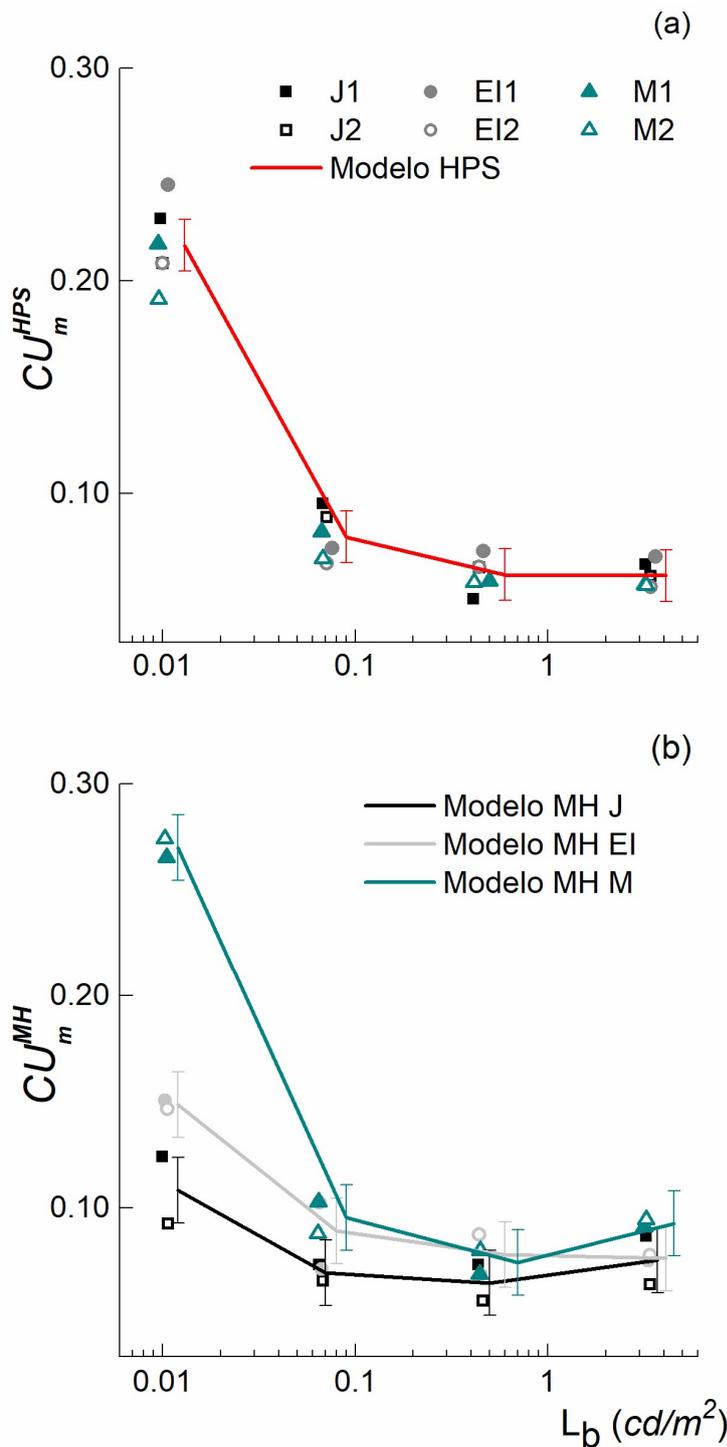
El factor luminancia de fondo es más evidente para una luminancia de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , pudiendo también observar que los resultados de  $CU$  obtenidos para ambas lámparas difieren entre los sistemas de fotometría. En concreto, solo los resultados obtenidos empleando la lámpara HPS, cuyo ratio-S/P (0.49) se aleja más de la unidad, son diferentes entre ambos sistemas de fotometría en los tres grupos de edad. Sin embargo, para la lámpara MH, cuyo ratio-S/P (1.17) se aproxima a la unidad, los

resultados obtenidos son similares para ambos sistemas de fotometría en los tres grupos de edad. En cuanto al efecto de la SPD, se observa una interacción entre el tipo de lámpara, el sistema de fotometría y la edad del observador. En sujetos jóvenes, solo se observa un efecto del factor lámpara en el CU empleando el sistema de fotometría mesópica, mostrando valores para la lámpara HPS superiores a los de la lámpara MH. En sujetos de edad intermedia, los valores de CU son semejantes para ambas lámparas y sistemas de fotometría. Por el contrario, en sujetos mayores el efecto del factor lámpara es opuesto a los sujetos jóvenes, ya que los valores obtenidos para la lámpara MH son superiores a los de la lámpara HPS, diferencia que solo se observa en fotometría fotópica.

El objetivo del sistema de fotometría mesópica MES2 es definir la sensibilidad espectral del sistema visual en condiciones de iluminación mesópicas, de acuerdo con el documento de la CIE (2010). Dado que las luminancias de este experimento se encuentran en dicho rango, se consideró necesario llevar a cabo un análisis más detallado de los resultados de CU obtenidos empleando este sistema de fotometría. En base a los resultados obtenidos en este experimento en visión excéntrica, donde la lámpara influye de forma distinta en el CU dependiendo de la edad, se llevó a cabo una nueva representación de los resultados, por separado para cada lámpara (figura 3.3). Las figuras 3.3a 3.3b muestran el CU para los tres grupos de edad, en función de la luminancia, para la lámpara HPS (ratio-S/P = 0.49) y MH (ratio-S/P = 1.17), respectivamente.

Para la lámpara HPS, el efecto de la edad en el CU no es significativo ( $p = 0.24$ ), al igual que la interacción entre la edad y la luminancia de fondo ( $p = 0.46$ ). A la vista de este resultado, se aplicó un modelo lineal simple (ANOVA) en el que la única variable considerada es la luminancia de fondo. El modelo aplicado al conjunto de los tres grupos de edad se representa con una línea sólida roja. Del análisis aplicado se obtiene una influencia significativa de la luminancia de fondo ( $p = 0.001$ ) empleando la lámpara HPS. Los valores de CU disminuyen al incrementarse la luminancia de fondo, siendo máxima la diferencia encontrada entre luminancias extremas.

Por otro lado, los resultados obtenidos para la lámpara MH se representan en la figura 3.3b. El modelo lineal mixto aplicado se representa con una línea sólida de distinto color para los tres grupos de edad por separado. Para esta lámpara, la interacción entre las variables edad y luminancia de fondo es significativa ( $p = 0.001$ ). Esta interacción implica que el CU tiene una fuerte dependencia de la luminancia de fondo para los tres grupos de edad. Como es de esperar, la mayor diferencia se obtiene en la más baja de las luminancias de fondo empleadas ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ). En el resto de luminancias,  $0.07$ ,  $0.45$  y  $3.4 \text{ cd/m}^2$ , la diferencia entre los valores de cada grupo de edad son inferiores y no significativas, como puede observarse por el solapamiento de los intervalos de confianza calculados.



**Figura 3.3.**  $CU$  medido a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana basado en fotometría mesópica MES2 ( $CU_m$ ) para las lámparas HPS (a) y MH (b) en función de la luminancia de fondo expresada en escala logarítmica. Los cuadrados, círculos y triángulos representan los resultados de los sujetos jóvenes (J), de edad intermedia (EI) y mayores (M), respectivamente. Las líneas representan el  $CU$  promedio de cada grupo de edad obtenido tras ajustar el modelo lineal mixto. Para una mejor comprensión, los valores para los sujetos de cada grupo se han desplazado a lo largo del eje horizontal. Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos.

### 3.3 Experimento 1b: Estudio de la distribución espectral, la edad y la fotometría en el contraste umbral.

Como consecuencia de la interacción entre la edad y el tipo de lámpara encontrada en visión excéntrica en el experimento 1a, se llevó a cabo un segundo experimento ampliando el número de sujetos jóvenes y mayores con el objetivo de obtener una mayor significancia estadística. Adicionalmente, se justifican los resultados obtenidos mediante el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores.

#### 3.3.1 Metodología

##### *Observadores*

En el experimento 1b participaron un total de 22 observadores sin experiencia en medidas psicofísicas. Los mismos protocolos y criterios de inclusión empleados en el experimento 1a son aplicados en este segundo experimento. Los observadores se dividieron en dos grupos: 11 sujetos jóvenes ( $24.2 \pm 2.6$  años, media  $\pm$  error estándar) y 11 sujetos mayores ( $69 \pm 6.4$  años).

##### *Condiciones experimentales*

En el experimento 1b, para un total de 22 observadores, se emplearon en la medida del contarte umbral periférico una luminancia de fondo ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ), dos lámparas (HPS y MH) y dos sistemas de fotometría (fotópico y MES2). El tiempo de presentación del estímulo fue de 40 ms sobre un campo estable. En total, el CU se obtuvo para un total de 4 condiciones experimentales, repartidas en dos días.

Al igual que en el experimento anterior, las condiciones experimentales fueron elegidas de forma aleatoria y las medidas realizadas de forma monocular en el ojo derecho. Los tiempos de adaptación a la oscuridad y a la luminancia de fondo empleada también fueron idénticos.

Se usó el método psicofísico de escalera para obtener el incremento de luminancia necesario para el cálculo del CU, tanto para la fotometría fotópica como mesópica.

##### *Modelo de excitación de los fotorreceptores*

Los resultados de CU, tanto en este experimento 1b como en el siguiente capítulo dedicado a las LIOs, están respaldados por un análisis cuantitativo del nivel de excitación de los fotorreceptores. Además, la discusión conjunta de los valores de CU y nivel de excitación facilita la interpretación de los resultados. Se emplea el modelo propuesto por Shapiro et al. (1996) para justificar la influencia que la SPD y la edad tienen sobre los distintos tipos de fotorreceptores. En dicho cálculo, se emplearon los valores de sensibilidad espectral de los fotorreceptores, la transmitancia ocular de los distintos grupos de sujetos y la SPD de las lámparas HPS y MH. En primer lugar, se

emplean los valores de sensibilidad espectral de los *cone fundamentals* propuestos por Smith y Pokorny para el observador estándar de 10° (CIE); mientras que para bastones, se emplea la función de eficiencia luminosa escotópica, previamente descrita en la introducción (figura 1.24). Estos valores de sensibilidad se obtuvieron a nivel corneal y considerando la transmitancia de un ojo joven. La comprensión y aplicación del modelo, así como de la información proporcionada por los *cone fundamentals*, fue posible gracias a los conocimientos adquiridos durante la estancia en la Universidade do Minho. En segundo lugar, en el cálculo se ha tenido en cuenta la transmitancia ocular del grupo de sujetos mayores, considerando una edad promedio de 70 años, así como la SPD de las lámparas empleadas (HPS y MH), en un rango de longitudes de onda de entre 400 y 700 nm, en intervalos de 10 nm. La transmitancia de los medios oculares se obtiene a partir del modelo desarrollado por van de Kraats et al. (2007) para caracterizar espectralmente dichos medios. En su trabajo, van de Kraats et al. (2007) proponen cinco algoritmos basados en modelos espectrales que describen la absorción de los medios oculares en un rango de longitudes de onda entre los 300 - 700 nm. Cada algoritmo considera un coeficiente de densidad ( $d$ ), que presenta una relación cuadrática con la edad, y un modelo ( $M$ ) que describe la densidad espectral de cada componente analizado. De manera que los componentes considerados en el cálculo de la densidad óptica media de los medios oculares ( $D_{media}(\lambda)$ ) son los siguientes:

- **RL:** *Scattering* de Rayleigh presente en todos los medios oculares (incluida la córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo).
- **TP:** *Tryptophan*, hace referencia a una sustancia de naturaleza proteica presente en los medios oculares.
- **LY:** Cromóforos de un cristalino joven derivados de quinurenina.
- **LOUV:** Cromóforos de un cristalino envejecido con efecto en la transmisión de longitudes de onda inferiores a 430 nm.
- **LO:** Cromóforos de un cristalino envejecido con efecto en la transmisión de longitudes de onda superiores a 430 nm.
- **$d_{neutral}$ :** Coeficiente de densidad base obtenido tras ajustar los coeficientes de densidad de los cuatro componentes anteriores, con un valor fijo de 0.111.

Los algoritmos desarrollados no consideran los cromóforos de la retina, como el pigmento macular.

De esta forma, la densidad óptica de los medios oculares puede describirse como la suma de cinco componentes para una longitud de onda y edad determinados:

$$D_{media}(\lambda) = d_{RL}(edad) * M_{RL}(\lambda) + d_{TP}(edad) * M_{TP}(\lambda) + d_{LY}(edad) * M_{LY}(\lambda) + d_{LOUV}(\lambda) + d_{LO}(edad) * M_{LO}(\lambda) + d_{neutral}$$

Dado que los *cone fundamentals* de Smith y Pokorny ya consideran la transmitancia de sujetos jóvenes, se ha calculado la diferencia entre la densidad óptica del grupo de sujetos jóvenes y el grupo de sujetos mayores para conocer el cambio en la transmitancia debido al envejecimiento ocular. Por otro lado, la iluminación retiniana considerada en el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores se obtuvo para un diámetro pupilar de  $2.5 \text{ mm}^2$  y una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . En cuanto al diámetro pupilar, se ha considerado un valor idéntico para los dos grupos de sujetos, ya que la visión maxwelliana garantiza que el diámetro pupilar sea siempre mayor que el tamaño de la imagen de la fuente de luz en el plano de la pupila de entrada del observador.

#### *Análisis estadístico*

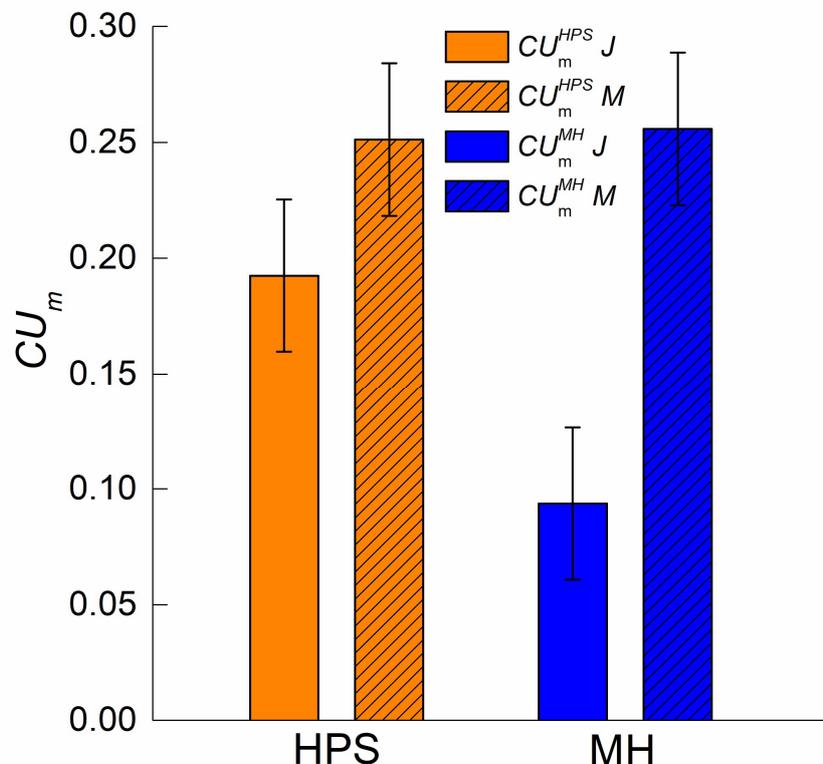
En el experimento 1b, los resultados en retina excéntrica del experimento 1a se consolidan con un tamaño de muestra mayor. El análisis estadístico se ha llevado a cabo empleando el software SPSS, versión 19.0, y estableciendo un  $\alpha$ -valor = 0.05 como nivel de significancia. Junto con la significación estadística de los resultados de este experimento 1b se indica el tamaño de efecto, que permite no solo confirmar la significancia obtenida, también aportar información sobre su magnitud. Para ello se han calculado: La diferencia estandarizada de medias ( $g$  de Hedges) (Durlak, 2009; Ledesma et al., 2008) y el coeficiente de correlación ( $r$  de Pearson) (Cohen, 1977), indicador empleado para medir la fuerza de la relación entre dos variables diferentes. La  $g$  de Hedges se define como el ratio de la diferencia entre dos medias dividido por la estimación conjunta de la desviación estándar de ambas medias y el coeficiente de correlación  $r$  de Pearson proporciona una medida de la dependencia o correlación lineal entre dos variables. En ambos casos es necesario que el conjunto de datos cumplan los supuestos de normalidad y homocedasticidad, especialmente si el tamaño de la muestra es pequeño, como ocurre en los valores de CU, con menos de 30 valores por grupo. Los valores del tamaño de efecto se clasifican en tres grupos, efecto pequeño con valores  $< 0.2$ , efecto mediano con valores  $0.2-0.5$  y efecto grande con valores  $> 0.6$ . Es decir, un tamaño de efecto con valor 0 indica que la distribución de los valores para uno de los grupos se superpone completamente con la distribución de valores del segundo grupo. Un tamaño de efecto de 0.8, por ejemplo, indica una superposición aproximada del 48%, mientras que un valor de 1.7 corresponde a una superposición aproximada del 75%.

### **3.3.2 Resultados**

Considerando los 22 sujetos, el total de presentaciones realizadas para la obtención del CU fue de 4224.

Los resultados promedio de CU obtenidos en visión excéntrica para los dos grupos de sujetos, jóvenes y mayores, una luminancia de fondo ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ) y dos lámparas (HPS

y MH) se representan en la figura 3.4 para fotometría mesópica MES2 y en la figura 3.5 para fotometría fotópica. En general, los resultados de CU de este experimento están en concordancia con los obtenidos previamente en el experimento 1a y representados en la figura 3.3.

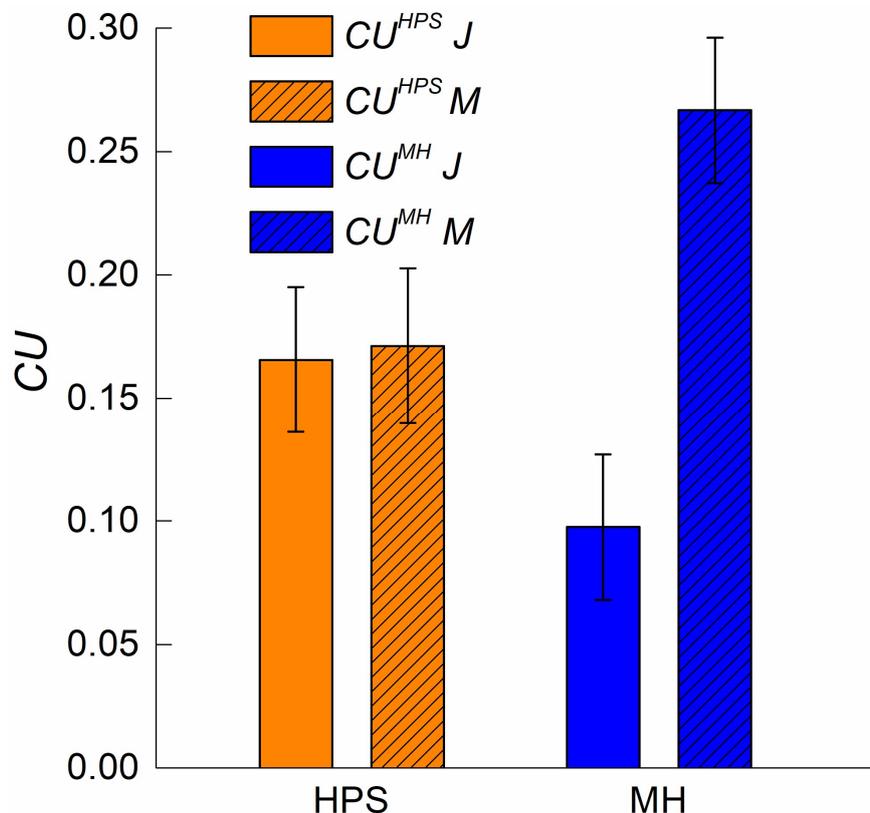


**Figura 3.4.** CU promedio basado en fotometría mesópica MES2 ( $CU_m$ ) para los grupos de sujetos jóvenes (J) y mayores (M), en función de la lámpara empleada, HPS y MH, empleando una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los promedios obtenidos.

En primer lugar, en la figura 3.4 se observa una interacción entre la edad y el tipo lámpara. Para el grupo de sujetos jóvenes, el CU promedio difiere significativamente entre lámparas ( $p = 0.001$ ) ( $g = 2.534$ ;  $r = 0.24$ ), siendo el resultado inferior para la lámpara MH. Sin embargo, en el caso de sujetos mayores, no existe influencia significativa ( $p = 0.855$ ) del tipo de lámpara en el CU. En segundo lugar, se comparan ambos grupos para cada lámpara. Para la lámpara HPS, los valores promedio de contraste umbral del grupo de sujetos jóvenes son similares a los del grupo de sujetos mayores ( $p = 0.587$ ). En el caso de la lámpara MH, la diferencia media entre los resultados de ambos grupos de edad es significativa ( $p = 0.01$ ) ( $g = 2.448$ ;  $r = 0.24$ ).

La figura 3.5 muestra los resultados de CU para ambos grupos de sujetos, jóvenes y mayores, y lámparas, HPS y MH, empleando en este caso la fotometría fotópica.

Los valores superiores de CU para MH obtenidos siguen la misma tendencia que la observada en la figura 3.2 para sujetos mayores y una luminancia de fondo de 0.01



**Figura 3.5.** CU promedio basado en fotometría fotópica (CU) para los grupos de sujetos jóvenes (J) y mayores (M), en función de la lámpara empleada, HPS y MH, empleando una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>. Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los promedios obtenidos.

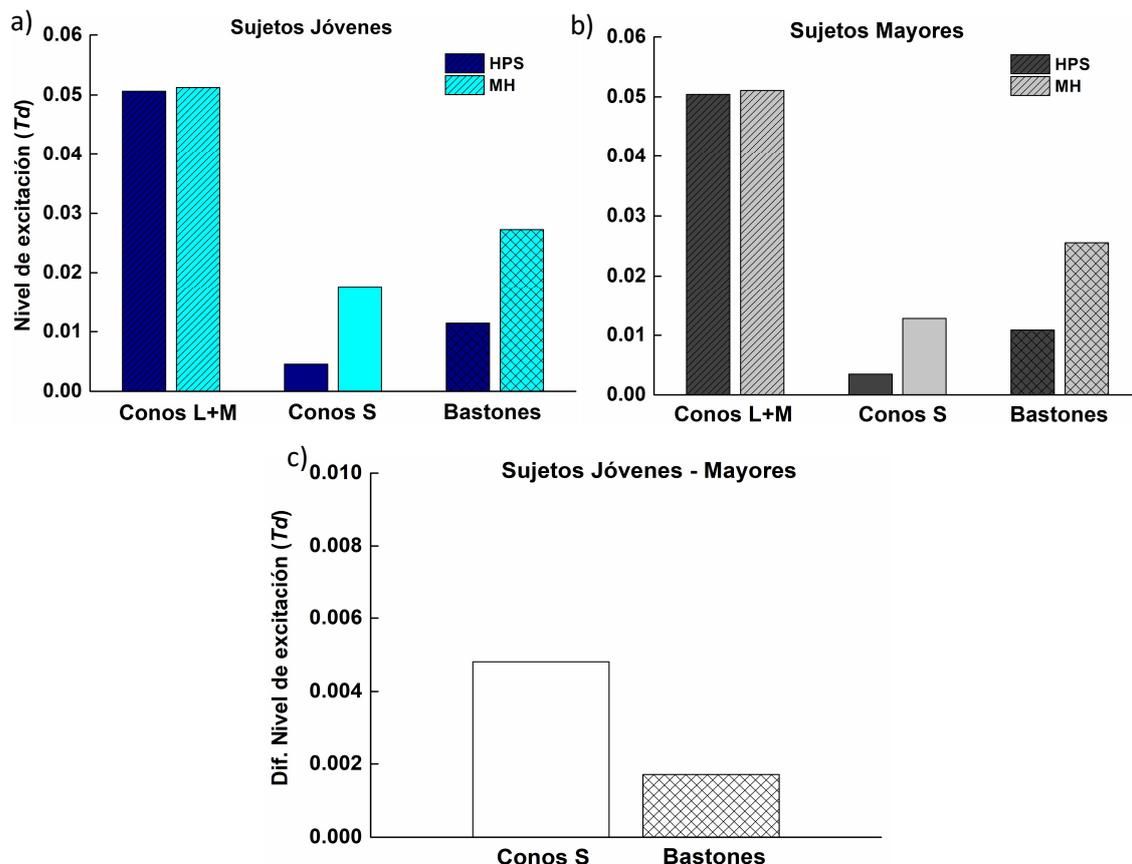
cd/m<sup>2</sup>. Sin embargo, para sujetos jóvenes existe una diferencia entre lámparas, no observada en el experimento 1a cuando el tamaño de muestra era inferior.

Comparando ambos sistemas de fotometría, en sujetos jóvenes, se siguen observando diferencias significativas entre los resultados de CU para ambas lámparas. Sin embargo, en el grupo de sujetos mayores se observa una diferencia significativa en los valores de CU entre lámparas no observada empleando la fotometría MES2. Para comprobar si la interacción entre la edad y el tipo de lámpara es distinta para los sistemas de fotometría se ha calculado la diferencia entre los resultados de CU para las lámparas HPS y MH, en ambos grupos de edad y para los dos sistemas de fotometría. En el grupo de sujetos jóvenes, esta diferencia es negativa y distinta de cero tanto para la fotometría MES2 (-0.099) como para la fotometría fotópica (-0.031). La situación es diferente para sujetos mayores, siendo la diferencia próxima a cero para la fotometría MES2 (0.005) y positiva y distinta de cero para la fotometría fotópica (0.101). Es decir, la interacción entre la edad y la SPD del iluminante tiene lugar independientemente del sistema de fotometría empleado, o lo que es lo mismo, al comparar ambos grupos

de edad las diferencias persisten para la lámpara MH y la ausencia de las mismas para la lámpara HPS.

*Modelo de excitación*

Con el objetivo de justificar los resultados de CU, se ha implementado el modelo de excitación definido en la metodología del experimento 1b. La figura 3.6 muestra los resultados del nivel de excitación (Trolands,  $T_d$ ) de los fotorreceptores (conos L+M, conos S y bastones) para ambas lámparas y los dos grupos de edad, considerando una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  y una excentricidad retiniana de  $10^\circ$ .



**Figura 3.6.** Nivel de excitación (trolands,  $T_d$ ) para los distintos tipos de fotorreceptores (conos L+M, conos S y bastones), para ambas lámparas (HPS y MH) y para los dos grupos de edad (3.6a: sujetos jóvenes y 3.6b: sujetos mayores), obtenidos empleando una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  y una excentricidad retiniana de  $10^\circ$ . Diferencia en el nivel de excitación entre grupos de edad (3.6c: jóvenes – mayores) para conos S y bastones, empleando la lámpara MH.

En el caso del grupo de sujetos jóvenes (figura 3.6a) se observa el mismo nivel de excitación del canal de luminancia (conos L+M) para ambas lámparas. Para los conos S y bastones, se observa la influencia de la SPD en los niveles de excitación, siendo superiores para la lámpara MH en comparación con la lámpara HPS. En el caso del grupo de sujetos mayores (figura 3.6b), se observa la misma tendencia para conos

L+M, conos S y bastones. Comparando ambos grupos, se observan diferencias en el nivel de excitación de los conos S, y de los bastones en menor grado, especialmente para la lámpara MH (figura 3.6c), siendo inferior en el grupo de sujetos mayores.

### 3.4 Discusión

En este experimento se ha analizado la influencia de distintos factores sobre el CU. El primer experimento llevado a cabo ha permitido valorar el efecto de la SPD, la edad, la luminancia de fondo, la excentricidad retiniana y el sistema de fotometría empleado sobre la capacidad de detección. De las conclusiones más relevantes de este primer experimento se definen las condiciones experimentales del segundo, en el que un mayor tamaño de muestra aporta solidez a los resultados de mayor relevancia. Además, los resultados obtenidos en el segundo experimento son respaldados por el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores.

En primer lugar, en la discusión se analiza el efecto de la excentricidad retiniana sobre el CU. En segundo lugar, la influencia del sistema de fotometría empleado para determinar la luminancia. Por último, se aborda la interacción entre la SPD del iluminante, la edad y la luminancia de fondo, bloque fundamental de este experimento.

#### *Influencia de la localización retiniana*

En el experimento 1a se midió el CU en fóvea y a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana temporal para tres grupos de edad diferenciados, adaptados a distintos niveles de iluminación mesópica proporcionados por dos lámparas, HPS y MH. Independientemente de la edad y el tipo de lámpara, los valores de CU foveales (figura 3.1) son inferiores a los obtenidos a  $10^\circ$  de excentricidad, en ambos casos empleando la fotometría fotópica. Este resultado concuerda con los resultados previamente descritos en la literatura, en los que un empeoramiento en el rendimiento visual al incrementar la excentricidad se justifica en base a diferencias neurofisiológicas (Gillespie et al., 2013; Staugaard et al., 2016).

#### *Influencia del sistema de fotometría*

Un aspecto importante al valorar el rendimiento visual en condiciones de iluminación mesópica es emplear un sistema de fotometría desarrollado específicamente para ser aplicado en condiciones semejantes a las empleadas en este experimento. De ahí que se analice la influencia del sistema de fotometría mesópica MES2 aplicado al cálculo del CU para los resultados medidos en retina excéntrica en ambos experimentos de este capítulo. Para todos los grupos de edad, los resultados muestran que el CU empleando la lámpara HPS difiere entre fotometrías para la más baja de las luminancias de fondo ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ) (figura 3.2). Sin embargo, también para todos los grupos de edad y la misma luminancia de fondo, los resultados empleando la lámpara

MH son semejantes para ambas fotometrías. Como ya se describió en el apartado 1.2.5.5 de la introducción dedicado a la fotometría mesópica, el sistema MES2 aplica un factor que corrige la luminancia fotópica. El efecto de esta corrección es mayor a medida que la luminancia se aproxima al límite inferior definido por este sistema de fotometría ( $0.005 \text{ cd/m}^2$ ) (CIE 2010). En la luminancia de fondo más baja empleada en este experimento,  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , este factor se aproxima al ratio-S/P, adquiriendo un valor de 0.49 para la lámpara HPS y de 1.17 para la lámpara MH. Por lo que a estos niveles de luminancia se observan diferencias de entre el 20% (sujetos jóvenes) y el 50% (sujetos mayores) al comparar el CU entre ambas fotometrías.

Un hallazgo a destacar en este experimento es que, al analizar la interacción entre la edad y la SPD para ambos sistemas de fotometría, se observa que dicha interacción persiste independientemente del sistema de fotometría empleado. Para la lámpara HPS el CU para el grupo de sujetos jóvenes es similar al de los sujetos mayores, empleando ambos sistemas de fotometría. De igual forma e independientemente de la fotometría, el CU para la lámpara MH es inferior en el grupo de sujetos jóvenes en comparación con los sujetos mayores. Por lo que el sistema de fotometría empleado para definir el nivel de iluminación de la luminaria no es responsable del efecto de la edad ni puede explicarlo.

#### *Influencia de la luminancia de fondo, tipo de iluminante y la edad*

Se puede observar una interacción entre la SPD del iluminante y la edad en el CU, en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica (figuras 3.3, 3.4 y 3.5). Para la más baja de las luminancias empleadas,  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , los resultados para los tres grupos de sujetos difieren en función del iluminante, observándose que estas diferencias disminuyen al incrementarse la luminancia de fondo (figuras 3.3a y 3.3b). La influencia del tipo de lámpara para  $0.01 \text{ cd/m}^2$  se corrobora en el experimento 1b. A continuación, se detallará el efecto de la SPD de la lámpara, para HPS y MH por separado, así como el efecto de la edad.

En el caso de la lámpara HPS, en la figura 3.3a se observan valores inferiores y casi constantes del CU para luminancias superiores a  $0.3 \text{ cd/m}^2$ , así como un aumento de los mismos al emplear luminancias más bajas, relación que concuerda con los resultados de Freiding et al. (2007). Respecto al efecto de la edad, de gran importancia en nuestras condiciones experimentales es el hecho de no observar una influencia en la capacidad de detección empleando la lámpara HPS. La precisión del dispositivo experimental y del procedimiento experimental han favorecido que el experimento 1b confirme los resultados del experimento 1a para la lámpara HPS y una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , así como proporcionar una mayor significancia estadística al incrementar el número de observadores. Además, el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores para la lámpara HPS respalda firmemente la ausencia de

diferencias en el CU entre sujetos jóvenes y mayores, al obtener niveles de excitación semejantes para el canal de luminancia (L+M), los conos S y los bastones.

En cuanto a la lámpara MH, en la figura 3.3b se observa la misma tendencia de los resultados a incrementarse al disminuir la luminancia de fondo, pero en este caso, de una forma más significativa para sujetos mayores que para jóvenes, especialmente para  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Respecto a la edad, la figura 3.3b muestra una situación diferente en comparación con la lámpara HPS, al obtenerse una influencia de la edad en el CU. Esta influencia se confirma en el experimento 1b, al observarse un menor CU para la lámpara MH en sujetos jóvenes (figura 3.4). Este menor CU para la lámpara MH en sujetos jóvenes, en comparación con HPS, se ve fielmente respaldado por el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores, ya que el nivel de excitación de conos S y bastones difiere entre lámparas, siendo mayor para la lámpara MH, en comparación con HPS, debido a su mayor contenido en longitudes de onda corta. Mientras que en sujetos mayores, el incremento del CU para MH hace que los valores sean semejantes entre lámparas. Este incremento del CU lo justifica una disminución en el nivel de excitación del 6% y el 27% para bastones y conos S, respectivamente. Por lo que, aunque se espera que los bastones medien el CU para las condiciones de luminancia y excentricidad elegidas, la contribución de los conos S podría ser también relevante. Entre las condiciones experimentales que podrían favorecer la estimulación de los conos S, hay dos que cabe mencionar. En primer lugar, los conos S se excitan más con frecuencias espaciales bajas (Calkins, 2001) y el estímulo empleado para la obtención del CU, como se ha mencionado anteriormente, tiene una frecuencia espacial fundamental aproximada de 0.5 cpg. En segundo lugar, el tiempo de exposición del estímulo es de 40 ms, valor que se encuentra dentro de la duración crítica de conos (10-50 ms), pero es inferior a la de los bastones (100 ms) (Krauskopf et al., 1971; Sperling et al., 1965; Schwartz, 2010). Si bien el tiempo de integración de los conos aumenta al incrementarse la excentricidad (Kolb et al., 1995) el tiempo de exposición empleado continuaría favoreciendo al sistema de conos. Por el contrario, el amarilleamiento fisiológico del cristalino tiene un impacto negativo e importante sobre la estimulación de los conos S (Werner, 2016). No obstante, como se comentará a lo largo de esta discusión, el efecto del envejecimiento ocular, en especial del cristalino, sobre los bastones, requiere una mención aparte.

La interacción entre el efecto de la lámpara y la edad en los resultados de CU se justifica en base al efecto del envejecimiento ocular sobre el rendimiento visual. Las bajas frecuencias espaciales no solo son importantes para la percepción visual en entornos con bajos niveles de iluminación en los que tiene lugar la conducción (Legge et al., 1987), además, a dichos niveles la sensibilidad al contraste depende de la frecuencia del estímulo (Bühren et al., 2006). Si consideramos una frecuencia espacial fundamental aproximada para nuestro estímulo de 0.5 cpg, los resultados de CU podrían ser justificados por las conclusiones de diversos autores. Owsley et al. (1983) y

Spear (1993) demostraron que la capacidad de detección (para medios oculares fisiológicamente normales para la edad del sujeto) no se ve afectada por la edad a bajas frecuencias espaciales. Asimismo, Ross et al. (1985) valoraron la función de modulación de transferencia y no obtuvieron diferencias entre grupos de distinta edad para bajas frecuencias espaciales. Estas conclusiones justifican uno de los resultados más trascendentes encontrados en este experimento, la falta de diferencias en el CU entre los grupos de edad para la lámpara HPS. Sin embargo, otros factores asociados al envejecimiento ocular podrían justificar la significancia del efecto edad empleando la lámpara MH. Desde el punto de vista óptico, la córnea central, humor acuoso y humor vítreo, no se ven significativamente afectados por el envejecimiento, conservando su condición de transparencia (Boettner, 1967; van den Berg et al., 1994; Kline et al., 1982; Sekuler et al., 1982). La miosis senil no se considera un factor relevante en nuestras medidas al haber empleado visión maxwelliana. En cuanto al cristalino, el aumento de la densidad óptica y el amarilleamiento debidos al envejecimiento producen una mayor absorción de la luz incidente en comparación con un cristalino joven (Said et al., 1959), especialmente para longitudes de onda corta (Artigas, et al., 2012; Broendsted et al., 2011; Kessel et al., 2010; Pokorny et al., 1987; Sakanishi et al., 2012; Weale, 1963). Además, se produce un aumento de las aberraciones y la aparición de *scattering* intraocular (Chang et al., 2002; van den Berg et al., 1995 y 2007). En cuanto a la presencia de aberraciones, es complicado encontrar una justificación satisfactoria, ya que la literatura existente no incluye todas las variables presentes en este trabajo, excentricidad, luminancias mesópicas, edad y tipo de iluminante. En cualquier caso, las aberraciones se incrementan con la edad, especialmente en la córnea, siendo difícil por parte del resto de estructuras oculares compensar este cambio (Berrio et al., 2010). La aberración cromática longitudinal es independiente de la localización retiniana de acuerdo con Jaeken et al. (2011) y Rynders et al. (1998), mientras que la aberración cromática transversal sí varía, de acuerdo con Ogboso et al. (1987) y Winter et al. (2015). Sin embargo, Yang et al. (2011) sostienen que la aberración cromática transversal apenas influye en tareas visuales en visión excéntrica. Por otro lado, el acúmulo de cromóforos y el incremento de la densidad óptica del cristalino producen una pérdida en el grado de transparencia del mismo. Sin embargo, este hecho no afecta al contraste, ya que el test y el fondo se ven afectados de igual forma. Por lo que este argumento, proporcionado por Sagawa (2001) en relación al estudio de los cambios en la densidad óptica del cristalino con la edad, no podría explicar nuestros resultados. Sin embargo, si es cierto que la disminución de la transparencia debida a la edad implica una reducción en la iluminación retiniana. En visión maxwelliana, la iluminación retiniana y la luminancia son variables relacionadas entre sí por medio del tamaño de la imagen de la fuente en el plano de la pupila de entrada del sujeto, que es siempre invariable e inferior al diámetro pupilar. Con el objetivo de determinar si la disminución de la iluminación retiniana, debida a la pérdida del grado de transparencia, es responsable de las

diferencias encontradas con la edad, en este trabajo hemos estimado el flujo luminoso  $A_i^j = \sum P_e^j(\lambda) V(\lambda) T_i(\lambda)$ , donde  $P_e^j(\lambda)$  representa la SPD de la lámpara normalizada,  $V(\lambda)$  la función de eficiencia lumínica fotópica y  $T_i(\lambda)$  la transmitancia ocular (Barker et al., 1991). El índice  $i$  representa al grupo de edad (joven o mayor) y el índice  $j$  representa la lámpara empleada (HPS o MH). La magnitud se estima para el rango de longitudes de onda del visible, entre 380 y 780 nm. Estas magnitudes calculadas son proporcionales a la iluminación retiniana fotópica y no dependen del diámetro pupilar al emplear visión maxwelliana. De manera que para la lámpara HPS, el ratio es  $A_{jóvenes}^{HPS} / A_{mayores}^{HPS} = 1.07$  y para la lámpara MH es 1.10. Obviamente, la iluminación retiniana es superior en sujetos jóvenes para ambas lámparas, pero la diferencia entre ellas es pequeña. Por lo que se podría concluir que la variación en la iluminación retiniana es despreciable. Uno de los aspectos más relevantes de los que acontecen en el cristalino debido al envejecimiento sea el aumento del *scattering* intraocular (van den Berg et al., 1995) producido por los cambios en el índice de refracción del cristalino y el acumulo de cromóforos, ya descritos (van den Berg et al., 2007). El *scattering* afecta a la calidad de imagen retiniana, en especial a la retina excéntrica debido a la ausencia de pigmento macular a dicha excentricidad que absorba la luz azul dispersa (Baptista et al., 2014; Chang et al., 2002; Stringham et al., 2008). El *scattering* actúa como una luminancia difusa, similar al efecto de un velo, sobre la retina, incrementando la luminancia media pero disminuyendo el contraste de la imagen retiniana (Fry, 1954; Stiles, 1928). Esto explica el incremento del contraste umbral en sujetos mayores en comparación con los sujetos jóvenes, en concordancia con los resultados de Allen et al. (1967) y Wolf et al. (1965). Como se comentó en la introducción, el efecto del *scattering* intraocular se incrementa para longitudes de onda corta, lo que explica específicamente el aumento del CU para la lámpara de MH en sujetos mayores en relación a sujetos jóvenes y, por consiguiente, también justifica la ausencia de diferencias entre lámparas para el primer grupo. Es de especial relevancia argumentar el efecto del *scattering* intraocular en base a la estimulación de conos S y bastones, desde el punto de vista de la selectividad direccional. Pese a que el efecto Stiles-Crawford mitiga el efecto del *scattering* en los conos, este fenómeno ocurre principalmente en condiciones de iluminación fotópicas. En bajas condiciones de iluminación, como las valoradas en este experimento ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ), la selectividad direccional no reduce significativamente el efecto del *scattering* sobre los conos (Atchinson et al., 2000). Por otra parte, los bastones no presentan la misma selectividad direccional que los conos S, por lo que son más sensibles al *scattering*. En valores de luminancia superiores a  $0.07 \text{ cd/m}^2$ , la detección está mediada en mayor medida por conos y presentan un mayor grado de selectividad direccional, un factor que contribuye a que el CU sea semejante para los tres grupos de edad y las dos lámparas consideradas (figura 3.2). Pero para una luminancia de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  obtenemos, acorde a los resultados del modelo de excitación, que la detección está mediada por conos S y bastones y, dada su mayor sensibilidad espectral ante

longitudes de onda corta, el *scattering* intraocular y las bajas luminancias, capturan mayor cantidad de luz difusa, lo que afecta al CU. Este hecho podría explicar la mayor dificultad encontrada en sujetos mayores para la detección de obstáculos potenciales empleando como iluminante urbano la lámpara MH en bajas luminancias de fondo.

#### *Limitaciones experimentales*

Las limitaciones de este experimento se atribuyen a la naturaleza maxwelliana del mismo. Pese al control preciso de las condiciones experimentales (tiempo de exposición, luminancia, metodología psicofísica, etc.) cabe destacar dos diferencias respecto a condiciones de visión naturales: la sumación binocular y el tamaño pupilar. La relación entre la monocularidad y binocularidad con la SPD de iluminantes urbanos tradicionales no ha sido analizada en la literatura, por lo que cualquier comentario al respecto serían conjeturas. Si bien es cierto que experimentos de naturaleza psicofísica empleando un simulador de conducción no encontraron una influencia de la mono- o binocularidad en los resultados (Gray et al., 2012). Sin embargo, el efecto de las variaciones en el diámetro pupilar, fenómeno intrínseco de la visión en condiciones naturales, requiere una alusión. Recordar que la imagen del filamento de la lámpara en el plano de la pupila de entrada del sujeto es un círculo con un diámetro de 2.5 mm. Este diámetro es bastante similar al que un sujeto mayor con miosis senil puede presentar en condiciones de visión natural, por lo que no se esperan cambios en el CU en este experimento. Por el contrario, en el grupo control la comparación entre el diámetro pupilar en visión maxwelliana y natural supone un cambio en el mismo de 2.5 a 7 mm aproximadamente (Watson et al., 2012), influyendo notablemente en el contraste umbral. Se ha demostrado que el diámetro pupilar no afecta a la sensibilidad al contraste cuando se emplean estímulos de baja frecuencia espacial, como el empleado en este experimento. Sin embargo, la iluminación retiniana se incrementa en un factor de 8, aproximadamente. Es decir, los valores de contraste umbral en visión natural para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  equivaldrían a los obtenidos en visión maxwelliana para una luminancia de fondo de  $0.07 \text{ cd/m}^2$ . Pese a las diferencias, las conclusiones derivadas de este experimento son similares a las obtenidas por Uttley et al. (2017) en condiciones de visión más naturales, en lo referente a la influencia de la SPD del tipo de lámpara en el CU.

### **3.5 Conclusiones**

En el primer experimento de esta tesis doctoral se ha abordado el efecto e interacción de múltiples factores sobre el CU de detección, un parámetro representativo del rendimiento visual durante la conducción nocturna. Estos factores han incluido la excentricidad retiniana, la luminancia de fondo, el tipo de lámpara, el sistema de fotometría y la edad. Las propiedades espaciales y temporales de los conos foveales justifican la ausencia de efecto de los factores analizados; mientras que en visión excéntrica se han obtenido interacciones entre factores como la luminancia de fondo,

el tipo de lámpara, el sistema de fotometría y la edad. La disminución en el nivel de iluminación dificulta la detección de estímulos, independientemente del tipo de iluminante y la edad del sujeto. En cuanto al tipo de iluminante, un factor común en los experimentos de esta tesis, el mayor contenido en longitudes de onda corta de la lámpara de halogenuros metálicos favorece la actividad de los bastones y, en menor medida, de los conos S. Esta relación justifica no solo los valores inferiores de CU obtenidos para esta lámpara, también las diferencias en el nivel de excitación calculado. Con el objetivo de evaluar la eficacia del sistema de fotometría mesópica MES2 en la determinación de las luminancias empleadas en este experimento, se compararon los resultados de CU para fotometría fotópica y fotometría MES2. Este sistema considera la distribución espectral del iluminante, así como las curvas de eficiencia luminosa fotópica y escotópica, en el cálculo de la luminancia. Los resultados nos permiten concluir que el efecto de los factores lámpara y edad es independiente del sistema de fotometría. Por último, la similitud entre los valores de CU para la lámpara de HPS entre los grupos de edad, similitud no encontrada para la lámpara de MH, permite concluir que el envejecimiento de los medios oculares y la retina afecta en mayor medida a la transmisión y fotorrecepción de longitudes de onda corta.



## **Capítulo 4: Experimento 2. Contraste umbral y tiempo de reacción visual: Influencia de la distribución espectral del iluminante y la implantación de lentes intraoculares con y sin filtro para el bloqueo de longitudes de onda corta.**

En el capítulo anterior se concluyó que tanto el iluminante urbano como el envejecimiento ocular afectan a la capacidad de detección. Sin embargo, el envejecimiento del cristalino no solamente se asocia a un amarilleamiento fisiológico, con frecuencia también al desarrollo de cataratas. En el presente capítulo, por tanto, se analiza la influencia de una de las patologías oculares más frecuentes relacionadas con la edad, la catarata senil, así como el efecto de la cirugía de cataratas e implante de LIOs con y sin filtro para el bloqueo de la luz azul, en el CU y TRV bajo distintos iluminantes urbanos.

Los resultados derivados de este experimento han dado lugar a comunicaciones en congresos y publicaciones científicas en revistas indexadas que a continuación se detallan:

AUTORES: Vicente, E. G., Arranz, I., Galarreta, D., Barrionuevo, P., Rodríguez-Rosa, M., Mar, S., Aparicio, J. A. y Matesanz, B. M.

TÍTULO: Effect of different spectral power distributions on mesopic visual performance with blue light-filtering intraocular lens.

REVISTA: *LEUKOS*. (Print) (Online). <https://doi.org/10.1080/15502724.2020.1757461>

AUTORES: Vicente, E. G., Matesanz, B. M., Galarreta, D., Rodríguez-Rosa, M., Mar, S., Aparicio, J. A. y Arranz, I.

TÍTULO: Blue light-filtering vs. Non-blue light-filtering intraocular lenses: effect on night-time driving visual performance under common street lamps.

REVISTA: *Ophthalmic and Physiological Optics (OPO)*. (Peer-review).

AUTORES: Vicente, E. G., Pérez, L., Arranz, I., Matesanz, B. M., Menéndez, J. A., Galarreta, D., Mar, S. y Aparicio, J. A.

TÍTULO: Effects of yellow IOLs on peripheral mesopic vision under different spectral power distributions.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación oral.

CONGRESO: 24<sup>th</sup> Symposium of the International Colour Vision Society (ICVS 2017).

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Erlangen (Alemania), 18-22 Agosto 2017.

AUTORES: Matesanz, B. M., Vicente, E. G., Galarreta, D., Rodríguez, M., Mar, S. y Arranz, I.

TÍTULO: Blue light-filtering IOLs vs non-blue light-filtering IOLs: influence of different spectral power distributions.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en póster.

CONGRESO: 25<sup>th</sup> Symposium of the International Colour Vision Society (ICVS 2019).

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Riga (Letonia), 2-9 Julio 2019.

## 4.1 Introducción

Previamente se expuso el declive que el envejecimiento ocular produce en las capacidades cognitivas y físicas (Subzwari et al., 2008), así como su repercusión directa y demostrada en la conducción nocturna (Plainis et al., 2005). Sin embargo, cabe especificar que entre las patologías oculares relacionadas con el envejecimiento, destaca la catarata senil por su alta prevalencia (Klein et al., 1992) y su efecto negativo en la conducción (Wood et al., 2006; Elliott et al., 2000), especialmente en condiciones de iluminación mesópicas típicas de la conducción nocturna (Gruber et al., 2013). Debido a las cataratas, los conductores de edad avanzada suelen limitar su conducción, en especial durante la noche (Klein et al., 1999; Mainster et al., 2003; Owsley et al., 1999; Owsley et al., 2003), aunque un gran número de ellos opta por seguir conduciendo para preservar su independencia (Munton, 1997). El desarrollo de cataratas seniles produce un incremento de la absorción del cristalino, con la consecuente reducción de la transmisión de luz, siendo más acentuada para longitudes de onda corta (Gaillard et al., 2000; Labuz et al., 2018; Lindstrom et al., 1986; Weale, 1986). Además, como ya se describió en el apartado 1.1.1.4, la catarata es una fuente de *scattering* intraocular, produciendo este fenómeno un velo de luz superpuesto en la retina que reduce el contraste de la imagen.

Debido al incremento de la esperanza de vida (Etzioni et al., 2003), la prevalencia de la catarata es elevada, lo que ha fomentado un amplio desarrollo en las técnicas quirúrgicas para su tratamiento, constituyendo uno de los procedimientos quirúrgicos más comunes en todo el mundo (Allen et al., 2006). Esta cirugía es responsable de una mejora en el rendimiento visual durante la conducción nocturna (Stamatiadis et al., 1995; Subzwari et al., 2008; Wood et al., 2006) debido a la recuperación de la calidad de imagen retiniana (Rubin et al., 1993) causada, entre otros factores, por la reducción del *scattering* intraocular (Labuz et al., 2018). En cuanto al tipo de LIO implantada, ha habido una gran controversia en las dos últimas décadas sobre las ventajas y desventajas que la elección de una LIO con filtro para la luz azul (LIO-FA) puede tener en la fotoprotección y fotorrecepción (Davison et al., 2011; Mainster, 2010; Zhu et al., 2012). El propósito inicial de las LIO-FA era proteger la retina de un sujeto pseudofáquico de longitudes de onda de alto contenido energético, las cuales pueden favorecer la aparición de patologías relacionadas con la fototoxicidad, como la degeneración macular asociada a la edad. Sin embargo, las revisiones más recientes que estudian el efecto de la LIO-FA no aportan evidencia sobre su papel en la fotoprotección (Li et al., 2017). La gran mayoría de los experimentos realizados comparan LIOs con y sin filtro para la luz azul (LIO-FA vs LIO-SFA). Otro aspecto importante de una LIO-FA es su efecto en la fotorrecepción, en términos de cómo el bloqueo de la luz azul afecta a la agudeza visual, la sensibilidad al

contraste, la visión al color y el ritmo circadiano sueño/vigilia. En el caso de la agudeza visual y la sensibilidad al contraste, el efecto del tipo de LIO implantada se ha analizado en los distintos rangos de iluminación. En condiciones fotópicas, el bloqueo de longitudes de onda corta no produce un efecto significativo en estas medidas, dado que en estas condiciones de iluminación la sensibilidad espectral está mediada por la actividad de conos M y L (Wirtitsch et al., 2009). En condiciones mesópicas tampoco se ha encontrado un efecto negativo de las LIO-FA en la sensibilidad al contraste (Eberhard et al., 2009; Greenstein et al., 2008; Hayashi et al., 2006; Landers et al., 2007; Muftuoglu et al., 2007; Neumaier-Ammerer et al., 2010; Wang et al., 2010). Por último, en condiciones de iluminación escotópicas, Werner (2005) obtiene una pérdida en la sensibilidad escotópica de 0.07 unidades logarítmicas tras implantar una LIO-FA, un valor insignificante si se compara con la extensión de 4 unidades logarítmicas de la sensibilidad escotópica. En cuanto a la visión del color, la mayor parte de la literatura existente demuestra que la LIO-FA no afecta de forma negativa. Desde el punto de vista clínico, empleando tests como el Farnsworth-Munsell D15 ó D100 (Cionni et al., 2006; Kara-Junior et al., 2011; Leibovitch et al., 2006; Rodríguez-Galietero et al., 2005; Raj et al., 2005; Yuan et al., 2004) o el test de Ishihara (Falkner-Radler et al., 2008), no se ha encontrado una alteración significativa. Muftuoglu et al. (2007) y Wirtitsch et al. (2009) tampoco encontraron alteración en la visión al color al comparar ambos tipos de LIOs empleando un anomaloscopio. Sin embargo, Neumaier-Ammerer et al. (2010) obtuvieron en sus resultados una alteración en el eje tritan en sujetos implantados con una LIO-FA usando el test Roth 28 con una iluminancia de 10 lux (Neumaier-Ammerer et al., 2010), aunque la significancia de estos resultados disminuye con el paso del tiempo, de una semana a dos meses. Esta variabilidad no se observa en los resultados anteriormente descritos en términos del no efecto de estas LIOs sobre la visión al color, al haberse demostrado la persistencia de dichos resultados con el paso de los meses (Yuan et al., 2004). Fuera del ámbito clínico, Scmhidinger et al. (2008) han observado un efecto negativo en la sensibilidad al contraste cromática evaluada en sujetos implantados con LIO-FA y en condiciones de iluminación mesópicas. Por último, considerando la percepción subjetiva, cerca del 100% de los sujetos evaluados no refieren alteraciones en la visión cromática en distintas condiciones de iluminación tras el implante de una LIO-FA transcurridos 6 meses de la cirugía (Barišić et al., 2007). Podría concluirse que la disminución en la transmisión de longitudes de onda corta no influye significativamente en la percepción del color. Además, cualquier detrimento en el eje tritan tras la implantación de una LIO-FA sería inferior al provocado por el envejecimiento fisiológico del cristalino (Simunovic, 2012), habiéndose demostrado también que los mecanismos de constancia del color recalibran y reajustan la percepción al color del sujeto para mantener dicha percepción invariable (Owsley, 2011; Webster, 2015; Werner, 1990; Werner, 1993). Para valorar la influencia de la LIO-FA y de las cataratas sobre el ritmo circadiano sueño/vigilia se resumirá brevemente la literatura más relevante sobre la reducción en la transmisión de

longitudes de onda corta en estas dos situaciones. Aunque existe controversia sobre la presencia o no del efecto del envejecimiento ocular en el ritmo circadiano (Leibovitch et al., 2006; Marshall et al., 2005; Muftuoglu et al., 2007), sí se ha demostrado la influencia negativa de la catarata en el correcto funcionamiento del ciclo sueño/vigilia (Rodríguez-Galietero et al., 2005; Vuori et al., 2006). Sin embargo, la cirugía de cataratas es responsable de una mejora en la calidad del sueño (Wohlfart et al., 2007), independientemente del tipo de LIO implantada (Kara-Junior et al., 2011; Yuan et al., 2004). Esta conclusión se basa en el uso del Índice de Calidad del Sueño de Pittsburgh (Wohlfart et al., 2007; Wirtitsch et al., 2009), que cuantifica el grado de alerta durante el día mediante la medida del TRV (Scmhindinger et al., 2008) y el análisis de la respuesta pupilar (Neumaier-Ammerer et al., 2010). Pese a la argumentación expuesta, es necesario considerar que, según las estimaciones de Symes et al. (2012), un adulto sano requiere alrededor de 4 horas de exposición a la luz del día para asegurar una correcta sincronización del ritmo circadiano (Kara-Junior et al., 2011). Esta cantidad está suficientemente cubierta por una persona mayor con hábitos de vida normales, incluso con una LIO implantada que filtra la luz azul. Afirmación que confirma el principio de univarianza de Rushton (1972), que postula que el número absoluto total de fotones absorbidos es el aspecto más relevante en la fotorrecepción, independientemente de la presencia o no de filtro amarillo.

A pesar de los numerosos estudios sobre el efecto de la LIO-FA en la fotorrecepción y la fotoprotección, no existe ninguno que analice su efecto en las capacidades de detección y respuesta durante la conducción. Por esta razón, se han cuantificado el CU y el TRV en visión excéntrica, al considerarse índices fiables y representativos del rendimiento visual durante la conducción nocturna (Bullough et al., 2000; Freiding et al., 2007; He et al., 1998; Walkey et al., 2007). El TRV se considera un método psicofísico óptimo para el estudio de la respuesta del sistema visual ante estímulos supra-umbrales (Cengiz et al., 2014) al tratarse de un proceso en el que intervienen pocos componentes no visuales (Viikari et al., 2006). Su naturaleza psicofísica hace que el TRV se vea afectado por múltiples factores, como el contraste del estímulo, la excentricidad, la luminancia, la sensibilidad retiniana del observador y su edad, entre otros (Walkey et al., 2006). En cuanto a la influencia del tipo de iluminante en el TRV, solo se ha valorado en sujetos jóvenes, obteniendo valores de TRV más bajos al emplear lámparas con un mayor contenido en longitud de onda corta, como la lámpara MH (Akashi et al., 2002; He et al., 1997). En línea con lo anterior, hay una falta de estudios que examinen la función visual en el rango de iluminación mesópico en sujetos con cataratas, con la excepción de los trabajos de Owsley et al. (2001) y Morrison et al. (1993) en los que se obtiene una reducción de la sensibilidad al contraste en sujetos con cataratas. Lo mismo ocurre con sujetos implantados con LIO-FA, los pocos estudios realizados utilizan luminancias en el rango mesópico alto (Kara-Junior et al., 2011; Schmack et al., 2012) pero lo ideal sería analizar su influencia en el

rango mesópico bajo donde las longitudes de onda corta adquieren relevancia (Lee et al., 2012; Mainster, 2006).

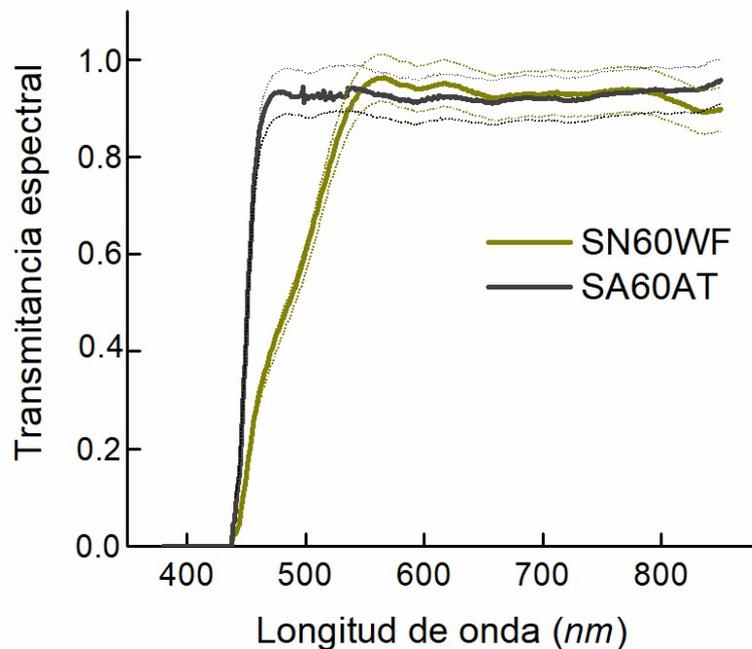
Evaluando estas dos tareas visuales, CU y TRV, en visión excéntrica y en condiciones de iluminación mesópicas típicas de la conducción nocturna, este experimento proporciona un punto de vista adicional que ayuda a establecer un criterio de selección de LIOs. Asimismo, se evalúa el efecto de las cataratas sobre la función visual en dichas condiciones.

## **4.2 Metodología**

### *Observadores*

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos, el experimento se realizó en base a la declaración de Helsinki y los procedimientos llevados a cabo fueron aprobados por el Comité Ético de Investigación Clínica del Área Este de Valladolid.

Treinta sujetos, sin experiencia previa en medidas psicofísicas, participaron en este experimento. Según el historial clínico, ninguno de los sujetos presentaba patologías oculares o sistémicas con afección ocular, ni alteración en la visión al color. Para comprobarlo se realizó un examen ocular rutinario que incluía refracción de lejos, biomicroscopía, oftalmoscopia y evaluación de la visión del color con los test de Ishihara y Farnsworth-Munsell D15. La refracción se realizó para obtener la prescripción oftálmica que permitiera la máxima agudeza visual monocular del ojo derecho para la realización de las medidas psicofísicas. Como criterio de exclusión no se consideraron aquellos sujetos con errores refractivos superiores a las 6.00 D de miopía, 4.00 D de hipermetropía y 2.00 D de astigmatismo; así como con deficiencias en la visión al color. Los sujetos se dividieron en cuatro grupos: diez sujetos jóvenes ( $24 \pm 2.6$ ) fueron considerados como grupo control, veinte sujetos mayores ( $69.2 \pm 9.3$ ) diagnosticados de cataratas empleando la escala *Lens Opacity Classification System* (LOCS III) (Chylack et al., 1993) constituyen el grupo pre-cirugía y los mismos sujetos, tras la cirugía de cataratas e implante de una LIO constituyen los grupos post-cirugía con los dos tipos de LIO implantada. Aquellos sujetos implantados con una LIO con filtro para la luz azul constituyen el grupo LIO-FA ( $67.8 \pm 8.9$ ) y aquellos implantados con una LIO sin filtro para la luz azul constituyen el grupo LIO-SFA ( $71 \pm 10.2$ ). El tiempo mínimo de espera tras la cirugía para la realización de las medidas psicofísicas fue de 45 días, tras la revisión oftalmológica. Con el objetivo de reproducir los datos existentes en la literatura, se midió la agudeza visual y sensibilidad al contraste de los grupos pre- y post-cirugía. La agudeza visual monocular de lejos con la mejor corrección se obtuvo empleando el test ETDRS a una distancia de 3 metros y en condiciones de iluminación fotópicas. La sensibilidad al contraste se obtuvo también monocularmente empleando el test CSV-1000 a una distancia de 2.5 metros y en condiciones de iluminación fotópicas.



**Figura 4.1.** Transmitancia espectral de las LIOs Acrysof IQ SN60WF y Acrysof IQ SA60AT para un rango de longitudes de onda de 375 a 800 nm. Las líneas discontinuas representan la desviación estándar de la medida.

Los sujetos con cataratas fueron operados por el mismo cirujano y eran desconocedores del tipo de LIO implantada. Se eligieron para su implantación dos LIOs de cámara posterior plegables, Acrysof IQ SN60WF y Acrysof IQ SA60AT (Alcon Laboratories, Inc, Forth Worth, TX), ambas con filtro para la luz ultravioleta y un diámetro de zona óptica de 6.0 mm. Los valores de transmitancia espectral de ambas LIOs, medidos en solución salina y para el rango de longitudes de onda del espectro visible, se obtuvieron en el Laboratorio de Espectroscopía (detector OMA2) de la Facultad de Ciencias (Universidad de Valladolid) y se representan en la figura 4.1. Ambas LIOs difieren en la adición de un cromóforo amarillo (0.04%) unido covalentemente en la matriz, dicho cromóforo filtra entre el 67 – 83% de la luz violeta y entre el 27 – 43% de la luz azul dependiendo de su poder dióptrico (Mainster, 2006).

Todos los sujetos, incluidos los emétopes y usuarios de lentes de contacto, fueron compensados con el mismo tipo de lente oftálmica para prevenir diferencias en la transmitancia que pudieran afectar a los resultados psicofísicos.

#### *Condiciones experimentales*

Se llevaron a cabo dos tipos de pruebas psicofísicas: medida del CU y el TRV, ambas de forma monocular en el ojo derecho, mientras el izquierdo estaba ocluido, en visión excéntrica (10° de excentricidad retiniana temporal) y con dos lámparas (HPS y MH). En el caso del CU las medidas se realizaron con un tiempo de exposición de 40 ms y

una luminancia de fondo ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ); mientras que en el TRV se empleó un tiempo de exposición de 500 ms y tres luminancias de fondo ( $0.01$ ,  $0.1$  y  $1 \text{ cd/m}^2$ ) con un contraste supraumbral de  $0.2$  ( $C: 0.2$ ). Para el cálculo del CU y un contraste supraumbral  $C: 0.2$  se empleó el sistema de fotometría MES2. En un participante, el número total de presentaciones de estímulo para el cálculo del CU fue de 96 (48 presentaciones de estímulo por medida y dos lámparas). Para el TRV, en cuya medida se presentaban un total de 20 repeticiones del estímulo, el número total de presentaciones fue de 120 (20 repeticiones, tres luminancias de fondo y dos lámparas).

En la medida de ambas tareas visuales se siguieron los mismos protocolos y procedimientos para los cuatro grupos de sujetos. Para la medida del CU se empleó el método de escalera, ya descrito en el capítulo anterior. Para la medida del TRV, se empleó el método de estímulos simples. El sujeto debía presionar el botón de un pulsador tan rápido como detectase el estímulo superpuesto sobre el campo de adaptación. Una medida individual de TRV, para una condición experimental, consistía en la presentación de 20 estímulos. Tras un avisador acústico, un período aleatorio variable entre 3 y 7 s precedía la presentación del estímulo para evitar la anticipación del sujeto e incrementar la fiabilidad de la medida. El software diseñado para las medidas de TRV eliminaba automáticamente los valores inferiores a 100 ms y superiores a 2000 ms, repitiendo la medida (Murray et al., 2003). Por lo general, valores inferiores a 150 ms o superiores a 600 ms son poco frecuentes y suelen atribuirse a pérdidas de atención o parpadeo (Cao et al., 2007). Para evitar el efecto de la fatiga, las medidas de CU y TRV se llevaron a cabo de forma conjunta dos días diferentes, un día para cada lámpara. El orden de las condiciones experimentales fue aleatorio para cada participante. Previamente a cada sesión de medidas, el observador se adaptó a la oscuridad durante 30 minutos. Posteriormente, el área retiniana objeto de estudio se adaptó durante 3 minutos a la luminancia de fondo correspondiente. Durante el primer día de medidas, se procedió a la explicación del desarrollo de las mismas junto con una batería de pruebas para familiarizarse con el procedimiento.

#### *Modelo de excitación de los fotorreceptores*

Se ha realizado un cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores con el mismo modelo utilizado en el capítulo anterior con el fin de justificar los resultados de CU en los cuatro grupos: control, pre-cirugía, LIO-FA y LIO-SFA. La descripción del mismo, sus bases, el factor lámpara y la aplicación del modelo de van de Kraats para obtener la transmitancia ocular de los distintos grupos, son idénticos. A excepción del grupo pre-cirugía, en el que se ha considerado la edad promedio del grupo (69) para el cálculo del nivel de excitación, debido a que la variabilidad en el tipo de cataratas hace imposible considerar una única transmitancia ocular en el cálculo. Mientras que, en los grupos post-cirugía, los componentes relacionados con el cristalino (*LY*, *LOUV*, *LO*) se han sustituido por los valores de transmitancia espectral de las dos LIOs empleadas,

obtenidos en el Laboratorio de Espectroscopía de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Valladolid.

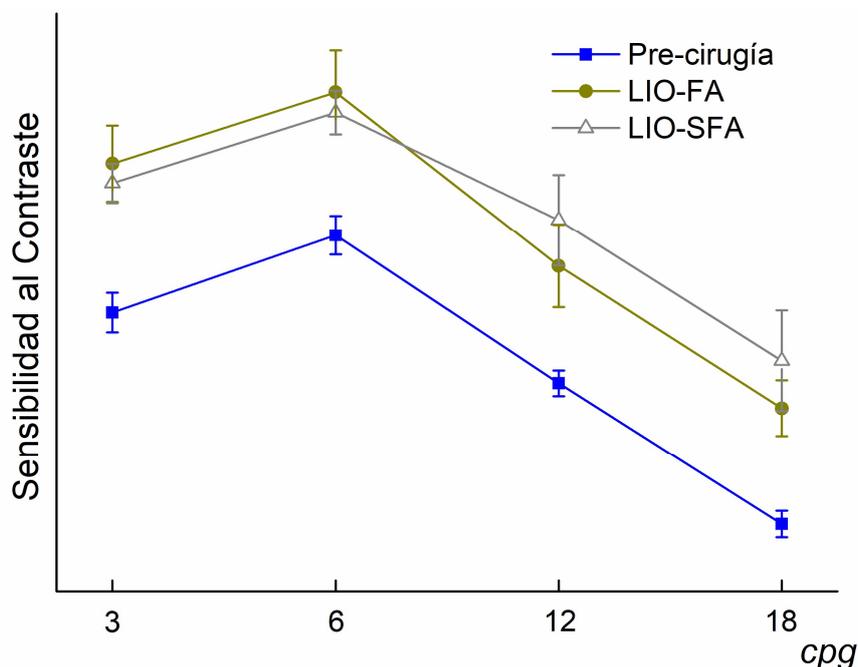
#### *Análisis estadístico*

El análisis estadístico se ha llevado a cabo empleando el software SPSS, versión 19.0, y estableciendo un  $\alpha$ -valor = 0.05 como nivel de significancia. En el caso de la agudeza visual y la sensibilidad al contraste se aplicó una prueba  $t$  de *Student* para variables independientes para comprobar la existencia de diferencias entre los grupos pre- y post-cirugía. En el caso del CU y el TRV se aplicó un análisis estadístico ANOVA, mediante la prueba  $F$ , una prueba relacionada con la distribución  $F$  de Snedecor, que prueba la hipótesis de que todos los pares de grupos comparados son iguales, es decir, que todas las variaciones de los grupos son semejantes, frente a la hipótesis alternativa de que al menos un par de grupos no lo es. Además, debido al hecho de que se prueban múltiples comparaciones, el  $p$ -valor proporcionado de 0.05 puede no ser apropiado para cada comparación individual, sino para el conjunto de todas las comparaciones, por lo que para evitar falsos positivos se realizó la corrección de Bonferroni. Esta corrección proporciona un enfoque más simple y conservador para ajustar los  $p$ -valores. La transmitancia de los medios oculares de los cuatro grupos estudiados, junto con la SPD de las lámparas empleadas, se consideraron factores fijos en el análisis del CU. En el caso del TRV, el factor luminancia de fondo se incorporó en el análisis. Además, se determinó el tamaño de efecto de los resultados significativos mediante el cálculo de la  $g$  de Hedges y el coeficiente de correlación  $r$  de Pearson.

### **4.3 Resultados**

#### *Agudeza visual y sensibilidad al contraste*

La medida de la agudeza visual y la sensibilidad al contraste se realizó como parte de la batería de pruebas clínicas realizadas en sujetos antes y después de la cirugía de cataratas, con el objetivo de comparar los resultados obtenidos con la bibliografía existente. En cuanto a la agudeza visual, se produce una mejora significativa tras la cirugía en ambos grupos ( $p = 0.001$ ), con valores promedio de 0.7 logMAR para el grupo pre-cirugía, 0.3 logMAR para el grupo LIO-FA y 0.4 logMAR para el grupo LIO-SFA. Se observa también una diferencia significativa entre los valores de ambos grupos de LIOs, siendo la agudeza visual significativamente mayor para el grupo LIO-FA. En cuanto a la sensibilidad al contraste, se produce de nuevo una mejora significativa de los resultados tras la cirugía de cataratas para todas las frecuencias espaciales ( $p < 0.05$ ), como puede observarse en la figura 4.2, donde se representa la sensibilidad al contraste en función de la frecuencia espacial para los tres grupos de sujetos mayores. En este caso, al comparar la sensibilidad al contraste entre los grupos de LIOs, los resultados son similares para 3 cpg ( $p = 0.88$ ), 6 cpg ( $p = 0.97$ ), 12 cpg ( $p = 0.29$ ) y 18 cpg ( $p = 0.32$ ).

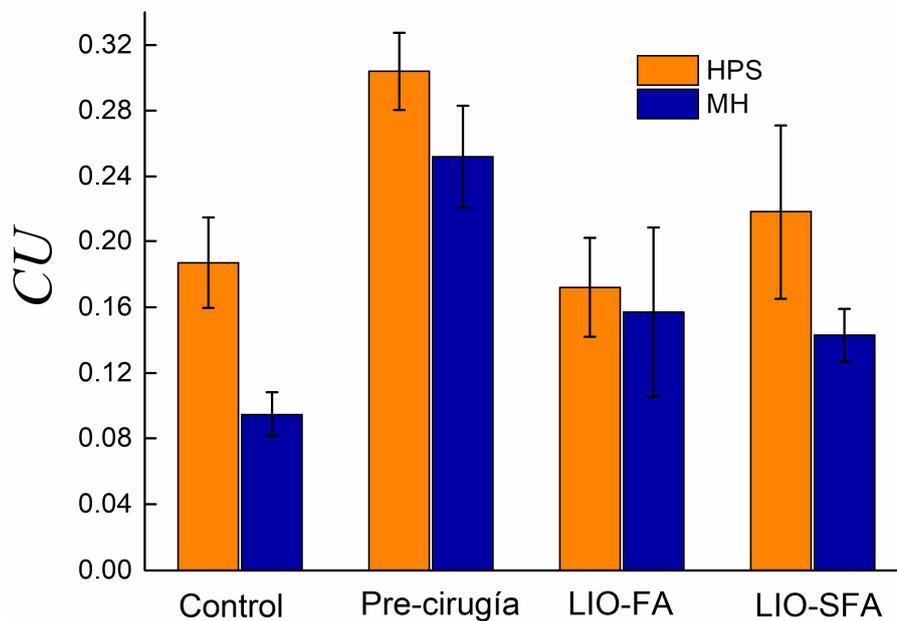


**Figura 4.2.** Promedio sensibilidad al contraste para los tres grupos de sujetos mayores, pre-cirugía, LIO-FA y LIO-SFA, en función de la frecuencia espacial (3, 6, 12 y 18 cpv). Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados.

Considerando los cuatro grupos de sujetos participantes (tres grupos de diez sujetos cada uno y un grupo de veinte sujetos), el total de presentaciones realizadas fue de 3840 para el CU y 4800 para el TRV.

#### *Contrate umbral*

El CU promedio se obtuvo para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  proporcionada por dos lámparas, HPS y MH, y para los cuatro grupos de sujetos, como se observa en la figura 4.3. Del gráfico anterior y los parámetros estadísticos detallados en la tabla 4.1 puede observarse una interacción significativa entre el tipo de lámpara y la transmitancia ocular de los distintos grupos de sujetos.



**Figura 4.3.** Promedio del CU para ambas lámparas (HPS y MH) y los cuatro grupos de sujetos, grupo control, grupo pre-cirugía, grupo LIO-FA y LIO-SFA, para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados.

En primer lugar, en el caso del grupo control, se observa un valor de CU significativamente inferior para la lámpara MH (0.094) en comparación con la lámpara HPS (0.193) ( $CU_{\text{control}}^{\text{HPS}} > CU_{\text{control}}^{\text{MH}}$ ). Al comparar el grupo control con el grupo pre-cirugía se observa un incremento significativo del CU para ambas lámparas ( $CU_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > CU_{\text{control}}^{\text{HPS,MH}}$ ). En cuanto al efecto lámpara, no se observa diferencia entre los valores de contraste umbral ( $CU_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS}} \approx CU_{\text{pre-cirugía}}^{\text{MH}}$ ), 0.304 y 0.252, respectivamente. La cirugía de cataratas es responsable de una disminución significativa del CU, siendo los resultados similares para una misma lámpara cuando se comparan ambos grupos de LIOs ( $CU_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS,MH}} \approx CU_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS,MH}}$ ). En el caso del grupo LIO-FA, el CU se reduce significativamente para ambas lámparas ( $CU_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > CU_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS,MH}}$ ), con un valor de 0.172 para la lámpara HPS y un valor de 0.157 para la lámpara MH. De nuevo, sin diferencia significativa entre lámparas ( $CU_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS}} \approx CU_{\text{LIO-FA}}^{\text{MH}}$ ). Por otra parte, en el caso del grupo LIO-SFA, el CU también se reduce significativamente para ambas lámparas ( $CU_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > CU_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS,MH}}$ ), con un valor de 0.218 para la lámpara HPS y un valor de 0.143 para la lámpara MH. Sin embargo, en este caso existe una diferencia significativa entre lámparas ( $CU_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS}} > CU_{\text{LIO-SFA}}^{\text{MH}}$ ).

Con el objetivo de analizar el grado de influencia del envejecimiento ocular en el CU de los sujetos pseudofáquicos se comparan los resultados para ambos grupos de LIOs con los obtenidos para el grupo control en función del tipo de lámpara. De especial relevancia es el hecho de que los resultados para la lámpara HPS de los grupos LIO-FA y LIO-SFA son similares, desde el punto de vista estadístico, a los del grupo control ( $CU_{LIO-FA, LIO-SFA}^{HPS} \approx CU_{control}^{HPS}$ ). Sin embargo, para la lámpara MH, los resultados para ambos grupos son significativamente superiores a los del grupo control ( $CU_{LIO-FA, LIO-SFA}^{MH} > CU_{control}^{MH}$ ).

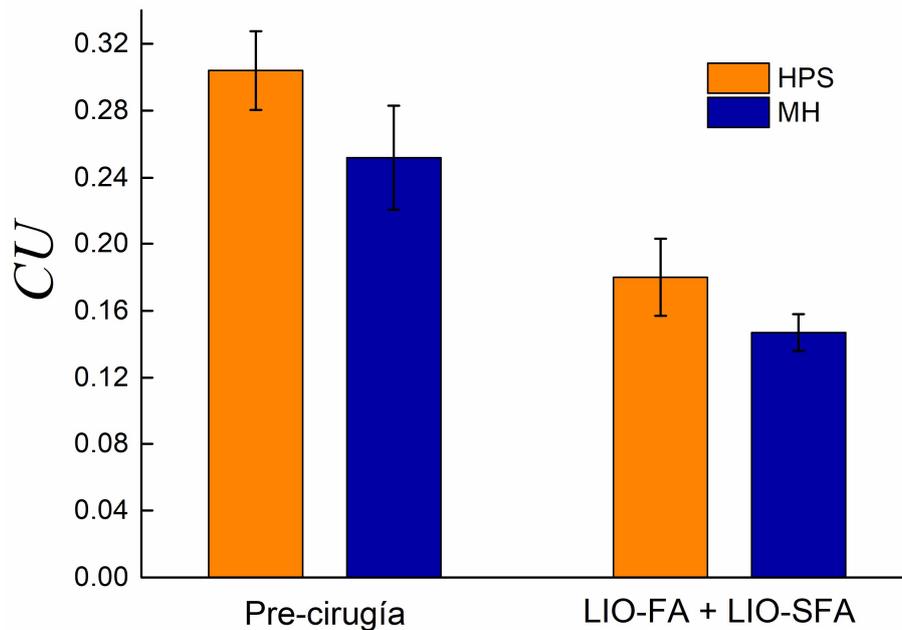
|                             |   |             |     | F                     |        | p valor | g Hedges | r Pearson |
|-----------------------------|---|-------------|-----|-----------------------|--------|---------|----------|-----------|
|                             |   |             |     | gl (hipótesis, error) | valor  |         |          |           |
| <b>Efecto lámpara</b>       |   |             |     |                       |        |         |          |           |
| Control                     |   |             |     | 1,9                   | 24.71  | 0.001   | 2.64     | 0.24      |
| Pre-cirugía                 |   |             |     | 1,9                   | 4.71   | 0.058   | -        | -         |
| LIO-FA                      |   |             |     | 1,6                   | 0.37   | 0.56    | -        | -         |
| LIO-SFA                     |   |             |     | 1,6                   | 4.50   | 0.009   | 0.58     | 0.14      |
| <b>Efecto transmitancia</b> |   |             |     |                       |        |         |          |           |
| Control                     | - | Pre-cirugía | HPS | 1,9                   | 23.83  | 0.001   | 2.85     | 0.23      |
|                             |   |             | HM  | 1,9                   | 89.02  | 0.001   | 4.57     | 0.18      |
| Pre-cirugía                 | - | LIO-FA      | HPS | 1,6                   | 56.94  | 0.001   | 1.32     | 0.24      |
|                             |   |             | HM  | 1,6                   | 36.25  | 0.001   | 0.09     | 0.02      |
| Pre-cirugía                 | - | LIO-SFA     | HPS | 1,6                   | 13.05  | 0.011   | 1.93     | 0.25      |
|                             |   |             | HM  | 1,6                   | 152.41 | 0.001   | 3.65     | 0.20      |
| LIO-FA                      | - | LIO-SFA     | HPS | 1,6                   | 4.50   | 0.078   | -        | -         |
|                             |   |             | HM  | 1,6                   | 0.38   | 0.56    | -        | -         |
| LIO-FA                      | - | Control     | HPS | 1,6                   | 0.98   | 0.36    | -        | -         |
|                             |   |             | HM  | 1,6                   | 7.08   | 0.037   | 1.68     | 0.25      |
| LIO-SFA                     | - | Control     | HPS | 1,6                   | 3.15   | 0.13    | -        | -         |
|                             |   |             | HM  | 1,6                   | 63.83  | 0.001   | 0.74     | 0.17      |

**Tabla 4.1.** Resultados estadísticos y tamaño de efecto para los factores lámpara y transmitancia en el análisis de los resultados de CU.

En cuanto al efecto generalizado de la cirugía de cataratas, la figura 4.4 muestra la comparación entre los valores de CU del grupo pre-cirugía y los grupos LIO-FA y LIO-SFA, en conjunto. Tanto para la lámpara HPS como para MH, la reducción en el contraste umbral es significativa, como puede observarse en la Tabla 4.2.

|                             |   |              |     | F                     |       | p valor | g Hedges | r Pearson |
|-----------------------------|---|--------------|-----|-----------------------|-------|---------|----------|-----------|
|                             |   |              |     | gl (hipótesis, error) | valor |         |          |           |
| <b>Efecto transmitancia</b> |   |              |     |                       |       |         |          |           |
| Pre-cirugía                 | - | Post-cirugía | HPS | 1,9                   | 63.83 | 0.001   | 0.36     | 0.09      |
|                             |   |              | HM  | 1,9                   | 46.26 | 0.001   | 0.34     | 0.09      |

**Tabla 4.2.** Resultados estadísticos y tamaño de efecto para valorar el efecto cirugía en los resultados de CU.

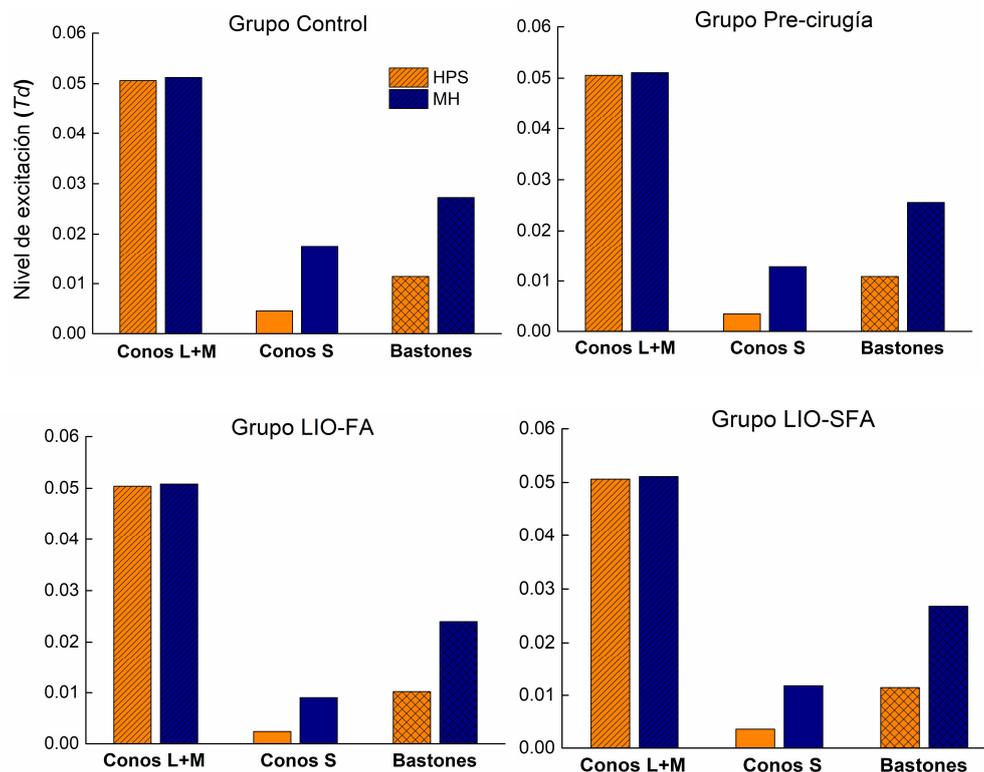


**Figura 4.4.** Promedio del CU de Weber para ambas lámparas (HPS y MH) y los grupos pre-cirugía y el conjunto de los grupos post-cirugía (LIO-FA y LIO-SFA) para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos.

#### *Modelo de excitación*

Al igual que se realizó en el experimento anterior, los resultados de CU se justifican desde el punto de vista del nivel de excitación de los fotorreceptores. La figura 4.5 muestra los resultados de los niveles de excitación (Trolands,  $Td$ ) de conos S y bastones de los cuatro grupos de sujetos para las dos lámparas empleadas, HPS y MH, y una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ .

En este caso, al igual que en el experimento del capítulo anterior, los valores de excitación del canal de luminancia (L+M) son similares entre todas las condiciones experimentales. En todos los grupos, los niveles de excitación de conos S y bastones son superiores para la lámpara MH en comparación con la lámpara HPS. La presencia de cataratas en el grupo pre-cirugía reduce la excitación de conos S y bastones en ambas lámparas en comparación con el grupo control, siendo la reducción más marcada para la lámpara MH. Como se ha comentado anteriormente, para calcular la excitación en este grupo se ha tenido en cuenta la transmitancia de un cristalino de 69 años, sin cataratas; es decir, en nuestro experimento cabría esperar un menor nivel de excitación, si se considerase un cristalino con catarata.



**Figura 4.5.** Nivel de excitación (Trolands,  $T_d$ ) para conos S y bastones, para ambas lámparas (HPS y MH) y para los cuatro grupos de sujetos (grupo control, grupo pre-cirugía, grupo LIO-FA y grupo LIO-SFA), obtenidos empleando una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  y para una

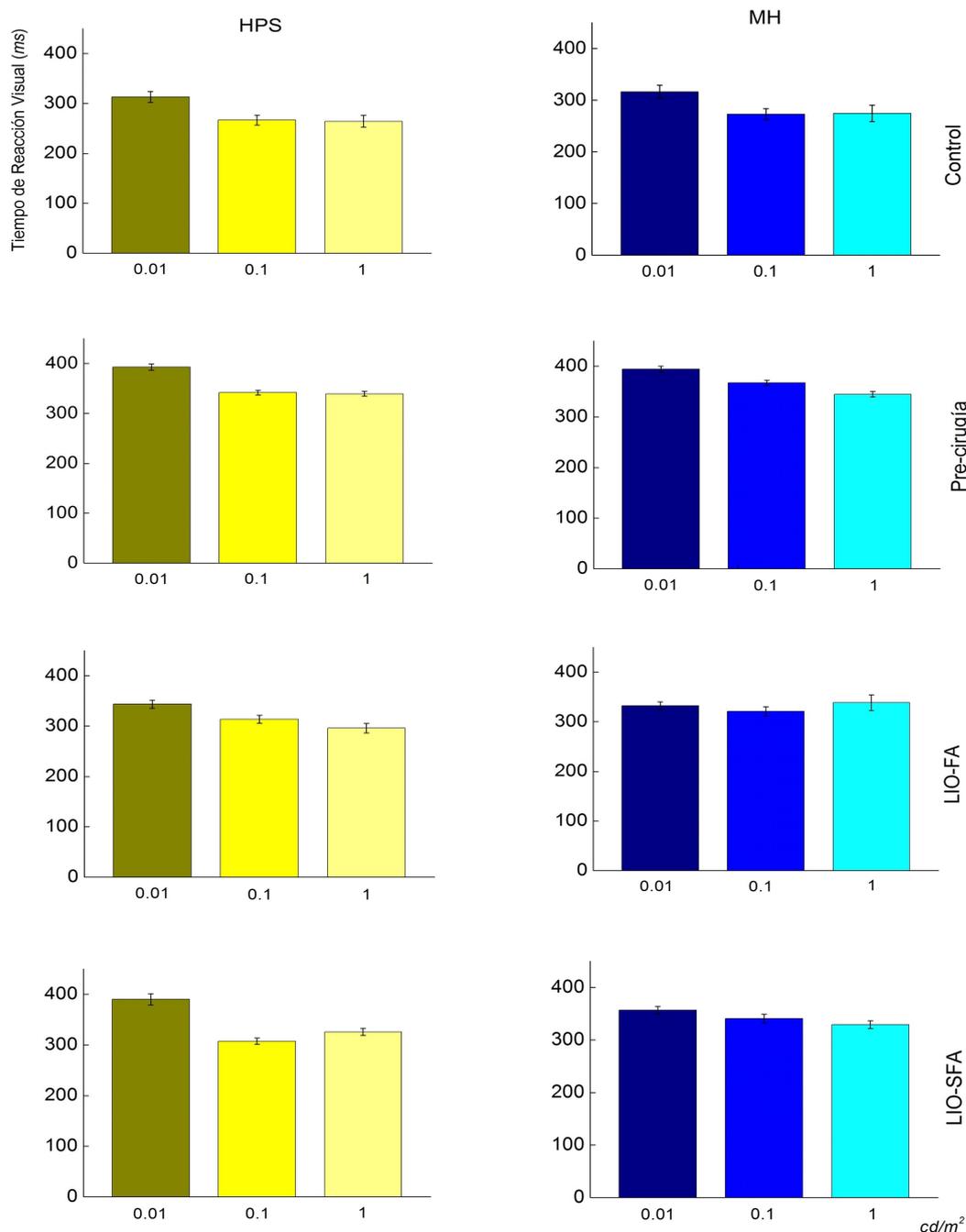
Por consiguiente, cabe esperar también que el efecto de la cirugía de cataratas en los niveles de excitación fuera aún mayor. Dada la relevancia de la comparación entre LIOs, el efecto del filtro amarillo en el nivel de excitación de los bastones y los conos S se expresa como la diferencia en porcentaje entre los resultados obtenidos para ambas LIOs y lámparas. En el caso de la lámpara HPS, las diferencias entre los grupos LIO-FA y LIO-SFA son del 14% y el 36% para bastones y conos S, respectivamente. Por otra parte, para la lámpara MH las diferencias son del 10% y el 26% para bastones y conos S, respectivamente. Las mayores diferencias para los conos S se basan en el hecho de que su área de excitación se ve mayormente afectada por el filtro amarillo.

#### *Tiempo de reacción visual*

El TRV se obtuvo para una luminancia de fondo de  $0.01$ ,  $0.1$  y  $1 \text{ cd/m}^2$  proporcionada por dos lámparas, HPS y MH. En primer lugar, se analizará el efecto de la luminancia de fondo en los resultados de los cuatro grupos de edad para ambas lámparas. En segundo lugar, se abordará la influencia de la SPD y la transmitancia de los distintos grupos de sujetos en el TRV.

*Influencia de la luminancia de fondo*

La figura 4.6 muestra los resultados de TRV en función de la luminancia de fondo (0.01, 0.1 y 1  $\text{cd/m}^2$ ), para los cuatro grupos de sujetos (control, pre-cirugía, LIO-FA y LIO-SFA) y las dos lámparas empleadas (HPS, MH).



**Figura 4.6.** Promedio del TRV para ambas lámparas empleadas (HPS: columna izquierda; MH: columna derecha) y los cuatro grupos de sujetos, grupo control, grupo pre-cirugía, grupo LIO-FA y grupo LIO-SFA, en función de la luminancia de fondo (0.01, 0.1 y 1  $\text{cd/m}^2$ ). Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos.

De forma generalizada se observa una disminución del TRV promedio al incrementarse la luminancia de fondo, para los cuatro grupos de sujetos y ambas lámparas. Con la excepción del grupo LIO-FA y la lámpara MH, al obtenerse un efecto no significativo de al comparar 0.01 con 0.1 y 1 cd/m<sup>2</sup>. Los resultados del análisis estadístico en relación a la influencia de la luminancia de fondo se detallan en la tabla 4.3, no incluyendo la comparación entre las luminancias de fondo 0.1 y 1 cd/m<sup>2</sup> por no obtenerse diferencias significativas entre ambas en ninguna condición.

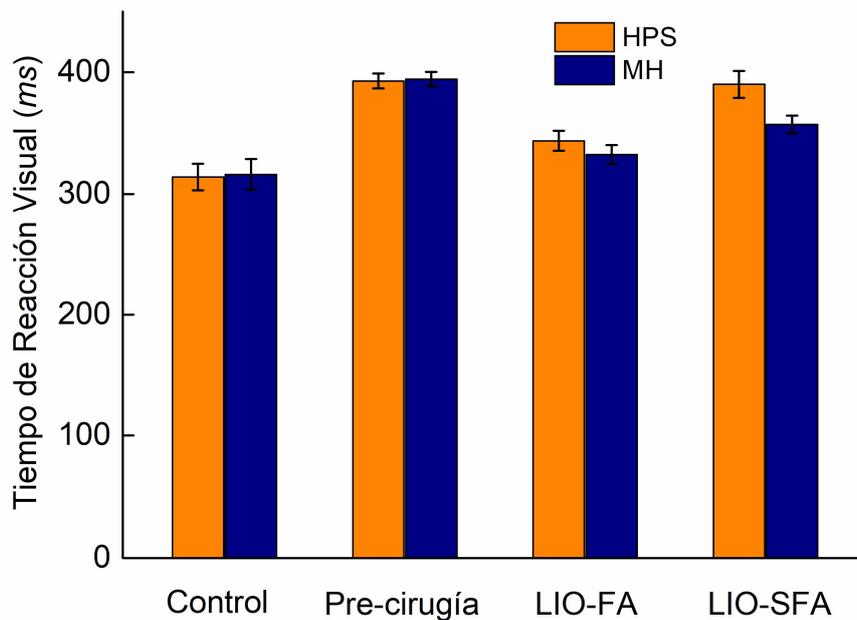
|                                   |     | F                     |       | p valor | g Hedges | r Pearson |      |
|-----------------------------------|-----|-----------------------|-------|---------|----------|-----------|------|
|                                   |     | gl (hipótesis, error) | valor |         |          |           |      |
| <i>Efecto luminancia de fondo</i> |     |                       |       |         |          |           |      |
| Control                           | HPS | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 30.99   | 0.001    | 1.53      | 0.24 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,138 | 44.15   | 0.001    | 1.69      | 0.25 |
|                                   | MH  | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 16.64   | 0.001    | 1.37      | 0.24 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,138 | 28.83   | 0.001    | 1.19      | 0.22 |
| Pre-cirugía                       | HPS | 0.01 - 0.1            | 2,141 | 30.99   | 0.001    | 0.62      | 0.15 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,138 | 54.14   | 0.001    | 0.66      | 0.12 |
|                                   | MH  | 0.01 - 0.1            | 2,141 | 54.14   | 0.001    | 0.50      | 0.12 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,138 | 58.49   | 0.001    | 0.79      | 0.18 |
| LIO-FA                            | HPS | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 33.06   | 0.001    | 0.75      | 0.17 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,141 | 31.86   | 0.001    | 1.05      | 0.21 |
|                                   | MH  | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 2.20    | 0.21     | -         | -    |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,141 | 2.85    | 1.0      | -         | -    |
| LIO-SFA                           | HPS | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 79.18   | 0.001    | 1.23      | 0.23 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,194 | 66.55   | 0.001    | 1.16      | 0.22 |
|                                   | MH  | 0.01 - 0.1            | 2,138 | 22.63   | 0.003    | 0.23      | 0.06 |
|                                   |     | 0.01 - 1              | 2,138 | 54.14   | 0.001    | 0.52      | 0.13 |

**Tabla 4.3.** Resultados estadísticos y tamaño de efecto para el factor luminancia de fondo en el análisis de los resultados de TRV.

En cuanto a la interacción de la luminancia de fondo con los otros factores analizados (transmitancia ocular y tipo de lámpara), el efecto de estos es más significativo para la luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>. Por este motivo, la descripción de los resultados se limita a dicha luminancia de fondo con el propósito de focalizar el desarrollo del capítulo en aquellos relevantes y concluyentes en base a los objetivos planteados

*Influencia del tipo de lámpara y la transmitancia ocular en el tiempo de reacción*

En este apartado se analiza el efecto de la SPD de las dos lámparas y la transmitancia ocular de los cuatro grupos de sujetos en el TRV. La figura 4.7 muestra los resultados de TRV para los cuatro grupos de sujetos (control, pre-cirugía, LIO-FA y LIO-SFA) y las dos lámparas (HPS y MH), para una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>.



**Figura 4.7.** Promedio del TRV para ambas lámparas (HPS y MH) y los cuatro grupos de sujetos, grupo control, grupo pre-cirugía, grupo LIO-FA y grupo LIO-SFA, para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ .

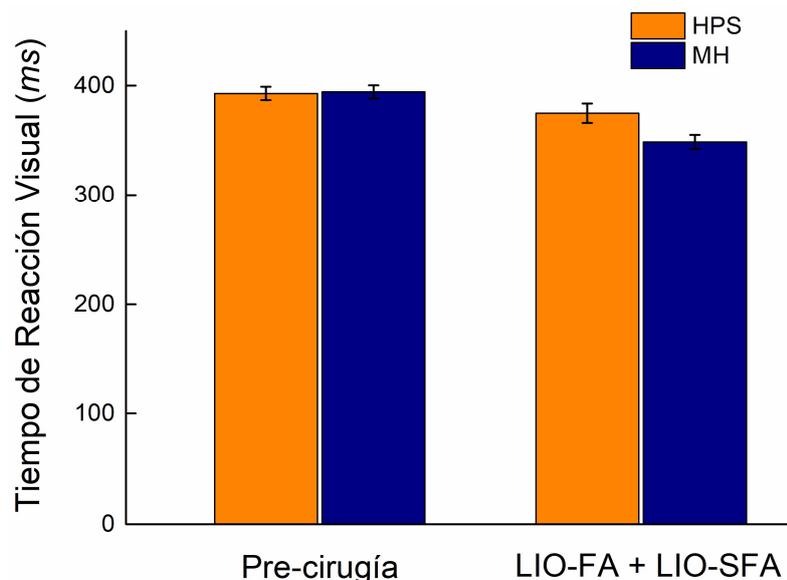
En primer lugar, para el grupo control, los valores de TRV son semejantes entre lámparas ( $\text{TRV}_{\text{control}}^{\text{HPS}} \approx \text{TRV}_{\text{control}}^{\text{MH}}$ ). En el caso del grupo pre-cirugía, la presencia de cataratas produce un incremento significativo del TRV para ambas lámparas ( $\text{TRV}_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > \text{TRV}_{\text{control}}^{\text{HPS,MH}}$ ), sin diferencias en los resultados entre ellas ( $\text{TRV}_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS}} \approx \text{TRV}_{\text{pre-cirugía}}^{\text{MH}}$ ). La cirugía de cataratas produce una reducción significativa del TRV para ambos grupos de LIO, con respecto al grupo pre-cirugía. En el caso del grupo LIO-FA, se observa una mejora significativa del TRV con ambas lámparas ( $\text{TRV}_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > \text{TRV}_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS,MH}}$ ), sin diferencia entre ellas ( $\text{TRV}_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS}} \approx \text{TRV}_{\text{LIO-FA}}^{\text{MH}}$ ). En el grupo LIO-SFA, se observa la misma mejora ( $\text{TRV}_{\text{pre-cirugía}}^{\text{HPS,MH}} > \text{TRV}_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS,MH}}$ ) tanto para la lámpara HPS, como para la lámpara MH, pero en este caso, si existe una influencia significativa del factor lámpara al obtener valores de TRV menores empleando la lámpara MH ( $\text{TRV}_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS}} > \text{TRV}_{\text{LIO-SFA}}^{\text{MH}}$ ). Para comprobar si el filtro de longitudes de onda corta influye en el TRV se comparan los resultados entre los grupos LIO-FA y LIO-SFA, observando que los valores de TRV son significativamente inferiores en el grupo LIO-FA ( $\text{TRV}_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS,MH}} < \text{TRV}_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS,MH}}$ ) para ambas lámparas. Finalmente, y con el objetivo de valorar el efecto del envejecimiento ocular sobre el TRV, se comparan los resultados obtenidos para ambos grupos post-cirugía y el grupo control. Para ambos grupos de sujetos pseudofáquicos, y empleando ambas lámparas, los valores de TRV son significativamente superiores en comparación con los del grupo control ( $\text{TRV}_{\text{LIO-FA}}^{\text{HPS,MH}} > \text{TRV}_{\text{control}}^{\text{HPS,MH}}$ ;  $\text{TRV}_{\text{LIO-SFA}}^{\text{HPS,MH}} > \text{TRV}_{\text{control}}^{\text{HPS,MH}}$ ). El conjunto de los

parámetros estadísticos correspondientes a las comparaciones anteriores se detallan en la tabla 4.4.

|                             |     | F                     |        | p valor | g Hedges | r Pearson |
|-----------------------------|-----|-----------------------|--------|---------|----------|-----------|
|                             |     | gl (hipótesis, error) | valor  |         |          |           |
| <b>Efecto lámpara</b>       |     |                       |        |         |          |           |
| Control                     |     | 1,139                 | 0.10   | 0.754   | -        | -         |
| Pre-cirugía                 |     | 1,142                 | 0.05   | 0.29    | -        | -         |
| LIO-FA                      |     | 1,139                 | 0.05   | 0.29    | -        | -         |
| LIO-SFA                     |     | 1,139                 | 2.85   | 0.001   | 0.07     | 0.02      |
| <b>Efecto transmitancia</b> |     |                       |        |         |          |           |
| Control - Pre-cirugía       | HPS | 1,139                 | 93.37  | 0.001   | 1.51     | 0.24      |
|                             | MH  | 1,139                 | 186.07 | 0.001   | 1.52     | 0.24      |
| Pre-cirugía - LIO-FA        | HPS | 1,142                 | 345.09 | 0.001   | 1.04     | 0.21      |
|                             | MH  | 1,142                 | 436.25 | 0.001   | 1.12     | 0.22      |
| Pre-cirugía - LIO-SFA       | HPS | 1,195                 | 18.78  | 0.001   | 1.38     | 0.24      |
|                             | MH  | 1,195                 | 6.40   | 0.012   | 1.41     | 0.24      |
| LIO-FA - LIO-SFA            | HPS | 1,155                 | 21.04  | 0.001   | 1.71     | 0.25      |
|                             | MH  | 1,142                 | 23.40  | 0.001   | 1.60     | 0.25      |
| LIO-FA - Control            | HPS | 1,139                 | 16.74  | 0.001   | 2.24     | 0.25      |
|                             | MH  | 1,139                 | 3.75   | 0.05    | 1.99     | 0.25      |
| LIO-SFA - Control           | HPS | 1,139                 | 99.73  | 0.001   | 0.55     | 0.13      |
|                             | MH  | 1,139                 | 33.77  | 0.001   | 0.47     | 0.12      |

**Tabla 4.4.** Resultados estadísticos y tamaño de efecto para los factores lámpara y transmitancia en el análisis de los resultados de TRV.

Al igual que en el CU y con el propósito de analizar el efecto generalizado de la cirugía de cataratas, la figura 4.8 muestra la comparación entre los valores de TRV del grupo pre-cirugía y los grupos de sujetos pseudofáquicos, para ambas lámparas, con una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>.



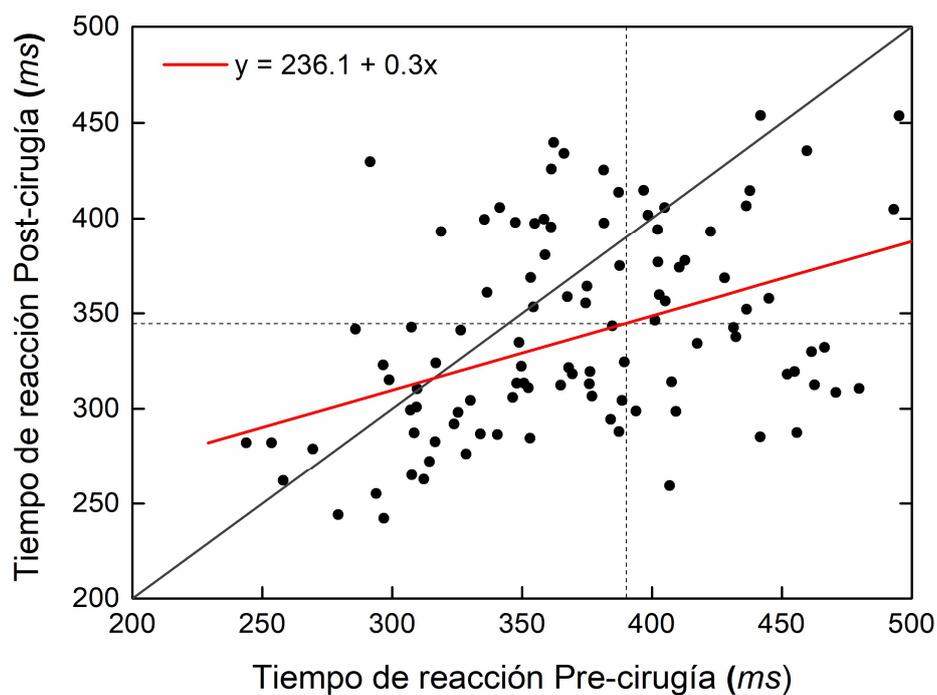
**Figura 4.8.** Promedio del TRV para ambas lámparas (HPS y MH) y los grupos pre-cirugía y el conjunto de los grupos post-cirugía (LIO-FA y LIO-SFA) para una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>.

Del gráfico puede deducirse que la cirugía produce una mejora significativa en el TRV, tanto para la lámpara HPS, como para la lámpara MH. La tabla 4.5 muestra los parámetros estadísticos correspondientes.

|                             |     | F                     |        | p valor | g Hedges | r Pearson |
|-----------------------------|-----|-----------------------|--------|---------|----------|-----------|
|                             |     | gl (hipótesis, error) | valor  |         |          |           |
| <b>Efecto transmitancia</b> |     |                       |        |         |          |           |
| Pre-cirugía - Post-cirugía  | HPS | 1,302                 | 193,09 | 0.001   | 0.67     | 0.16      |
|                             | MH  | 1,302                 | 57.62  | 0.001   | 0.96     | 0.2       |

**Tabla 4.5.** Resultados estadísticos y tamaño de efecto para el factor transmitancia en el análisis de los resultados de TRV.

Adicionalmente, para calcular el porcentaje de mejora en el TRV tras la cirugía de catarata, en la figura 4.9 se han representado los valores promedio de TRV para las seis condiciones posibles (dos lámparas y tres luminancias de fondo), antes y después de la intervención.



**Figura 4.9.** TRV después de la cirugía en función del TRV antes de la cirugía para cada condición experimental (dos lámparas y tres luminancias de fondo). Las líneas discontinuas representan los valores promedio de TRV para cada grupo (pre- y post-cirugía) y la línea bisectriz divide los resultados en dos grupos. La línea sólida de color rojo representa el ajuste lineal de los resultados.

Los valores promedio de TRV para el grupo pre-cirugía y ambos grupos de LIOs aparecen representados con una línea discontinua en el gráfico. La línea bisectriz determina aquellos valores de TRV que mejoran o empeoran tras la cirugía, de manera que aquellos valores situados por debajo de la línea bisectriz corresponden a las condiciones en las que el TRV mejora y aquellos situados por encima, las condiciones en las que empeora. Un total del 60% de condiciones muestran una disminución del TRV tras la cirugía de cataratas, tendencia reforzada por la pendiente obtenida tras el ajuste lineal de los valores (línea sólida roja). Por lo tanto, podría concluirse que en la mayor parte de las condiciones la cirugía de cataratas e implante de una LIO disminuye el TRV.

#### **4.4 Discusión**

Los resultados de este experimento muestran un efecto de las distintas condiciones de transmitancia ocular en el CU y el TRV. Mientras que la influencia de la SPD del iluminante es evidente en el CU, no ocurre lo mismo en el TRV.

En cuanto a la medida clínica de la agudeza visual y la sensibilidad al contraste, no solo se ha obtenido una mejora significativa de las mismas tras la cirugía de cataratas, sino que el filtro amarillo no afecta negativamente, hallazgos que coinciden con los de otros autores (Alexander et al., 2014; Bandyopadhyay et al., 2016; Díez-Ajenjo et al., 2014; Espíndola et al., 2012; Lavric et al., 2014; Rodríguez-Galietero et al., 2005). Aunque este efecto se ha observado 45 días después de la cirugía, no obstante autores como Kara-Junior et al. (2011) constatan la persistencia de los resultados un año después de la intervención. Al tratarse de medidas clínicas realizadas en condiciones de iluminación fotópicas, la visión depende de longitudes de onda medias y largas, por lo que el efecto del filtro amarillo es insignificante (Mainster, 2006).

##### *Contraste umbral*

Los resultados de CU muestran una interacción entre la SPD del iluminante y la transmitancia ocular de los cuatro grupos de sujetos, en visión excéntrica y para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Al igual que se obtuvo en el experimento del capítulo anterior, el efecto de la SPD de un iluminante depende del grado de transparencia de los medios oculares, en el capítulo anterior se vió como varía con la edad y, en este experimento, se observa como varía debido a la presencia y tratamiento de patologías oculares. En este experimento también se ha obtenido una interacción significativa entre la SPD y distintas condiciones de transmitancia ocular: sujetos con cataratas y sujetos pseudofáquicos implantados con LIOs con y sin filtro para el bloqueo de longitudes de onda corta.

En el caso del grupo control, el CU obtenido para la lámpara MH es menor en comparación con la lámpara HPS (figura 4.2), debido a la transparencia de los medios oculares, un efecto ya encontrado por otros autores (Fotios et al., 2007; Fotios et al., 2009; Uttley et al., 2017). Si bien este efecto ya ha sido descrito, de nuevo se justifica en base a un análisis detallado de la excitación de los fotorreceptores (figura 4.5). El mayor contenido en longitudes de onda corta de la lámpara MH excita en mayor medida a bastones y conos S debido a que sus curvas de sensibilidad, o al menos parte de ellas, se encuentran próximas a la región de los azules del espectro visible (450 – 485 nm, aproximadamente). Es necesario aclarar que, pese a que las condiciones experimentales favorecen la actividad de los bastones, estos no son los únicos fotorreceptores responsables de los resultados obtenidos. De hecho, se observa una diferencia relevante en el nivel de excitación de los conos S entre lámparas, cuyos motivos ya se han expuesto en el capítulo previo.

Entre los resultados de mayor importancia en este experimento, está el hecho de que la presencia de cataratas produce un incremento en el CU para ambas lámparas en comparación con el grupo control, debido a la pérdida de transparencia y el *scattering* intraocular. Otros autores solo han demostrado que la catarata produce una disminución de la sensibilidad al contraste, señalando la dificultad experimentada por estos sujetos para la percepción del contraste de la escena visual, en especial a bajas frecuencias espaciales (Morrison et al., 1993), como es el caso de la conducción nocturna. La opacificación reduce la transmisión de luz y, por lo tanto, la iluminación retiniana. Aunque tanto el campo de adaptación como el estímulo se ven afectados por esta reducción de igual forma, dicha reducción es responsable de la transición de una respuesta visual mediada por la ley de Weber a una respuesta mediada por la ley de DeVries-Rose, en la que se produce una distinta dependencia de la luminancia de fondo. Disminuir la luminancia de fondo favorece una mayor predominancia de los bastones respecto a los conos, Daitch et al. (1969) confirman que la visión mediada por bastones está determinada por ley de DeVries-Rose. El incremento del *scattering* producido por la catarata podría no solo explicar el incremento del CU para ambas lámparas, también la ausencia del efecto lámpara en los resultados obtenidos. El grado de *scattering* depende del tamaño de las partículas que generan la opacidad (Méndez-Aguilar et al., 2017) y de la longitud de onda de la luz incidente, siendo más acusado en longitudes de onda corta (Dillon et al., 2000; Dillon et al., 2004; Gaillard et al., 2000; Mainster, 2010; Mellerio et al., 1987; Sparrow et al., 2004; Weale et al., 1988). Esta relación da lugar a un velo de luz superpuesto en la superficie retiniana que reduce el contraste e incrementa los valores de CU, especialmente para lámparas con un mayor contenido en dichas longitudes de onda (de Waard et al., 1992; Miller, 1974; Sparrow et al., 2004; Whitaker et al., 1992; Zigman, 1990), como la lámpara MH. Esto explica un mayor deterioro de la capacidad de detección bajo este iluminante, dando lugar a un valor de CU semejante al encontrado para la lámpara HPS (Werner, 2016). Si observamos el nivel de excitación de los fotorreceptores calculado hay una mayor

disminución en la excitación, respecto al grupo control, en conos S que en bastones, debido a la disminución en la transmisión de luz y el *scattering* ya descritos, en especial para la lámpara MH por emitir más luz azul. La reducción en el nivel de excitación en un sujeto con cataratas debería ser incluso mayor que la obtenida, ya que en el cálculo de la transmitancia ocular usado en el modelo se ha considerado un cristalino solo envejecido que, pese a presentar un amarilleamiento fisiológico, no produce una reducción en la transmisión de la luz tan acusada como en el caso de una catarata.

Los resultados obtenidos muestran una mejora significativa y notable del CU, debido a un incremento en la transmisión de la luz y una mejora de la calidad de imagen retiniana (Rubin et al., 1993). En consecuencia se produce una mejora en el rendimiento visual, ya descrita por otros autores (Rubin et al., 1993; Wood et al., 2006). Además, esta mejora obtenida se puede explicar por el aumento del nivel de excitación de bastones y conos S para los grupos LIO-FA y LIO-SFA, en ambas lámparas pero en mayor medida para la lámpara MH. Para los sujetos pseudofáquicos, y como ya se ha comentado, el rango mesópico bajo es el más adecuado para analizar la influencia del filtro amarillo en el CU, dada la relevancia en la percepción de las longitudes de onda corta en estos niveles de iluminación (Mainster, 2006). Sin embargo, los valores de CU son similares entre los grupos LIO-FA y LIO-SFA, para ambas lámparas. En cuanto a la lámpara HPS, debido a su menor contenido en longitudes de onda corta se observan valores de excitación similares para ambos grupos de LIO, lo que justifica los resultados obtenidos. Sin embargo, sí existe una relación entre los valores de CU y el nivel de excitación de los fotorreceptores, para la lámpara MH. Los cálculos de Mainster (2010) demuestran que una lente con filtro amarillo reduce en un 94% y 67% la transmisión de luz necesaria para la estimulación de conos S y bastones, respectivamente. Este efecto también es evidente en nuestros cálculos del nivel de excitación de ambos tipos de fotorreceptores, ya que el nivel de excitación de conos S y bastones es mayor para el grupo LIO-SFA, es decir, desde el punto de vista del nivel de excitación de los fotorreceptores, existe una influencia del filtro amarillo. Por lo tanto, aunque teóricamente el valor de CU para el grupo LIO-FA debería de ser superior, los resultados no lo reflejan, lo que significa que el efecto del filtro amarillo sobre la sensibilidad espectral de los fotorreceptores parece ser mínimo empleando lámparas con un espectro de emisión amplio, como las empleadas comúnmente en el alumbrado público. Esto se debe a que la curva de sensibilidad espectral de los fotorreceptores abarca un rango de longitudes de onda más allá del pico de máxima absorción (Simunovic et al., 2012).

En cuanto al efecto lámpara de cada uno de los dos grupos de sujetos pseudofáquicos por separado, su explicación se aborda comparando cada grupo, LIO-FA y LIO-SFA, con el grupo control. En el caso de la lámpara HPS, los resultados son similares entre los tres grupos, en línea con los obtenidos por otros autores (Crassini et al., 1988; Owsley et al., 1983; van den Berg et al., 2007), en los que se concluye que el envejecimiento

ocular no afecta a la sensibilidad al contraste en bajas frecuencias espaciales, semejantes a las empleadas en este trabajo (frecuencia espacial fundamental de 0.5 cpg). Sin embargo, en el caso de la lámpara MH, los valores de CU obtenidos para ambos grupos de LIOs son mayores en comparación con el grupo control. La importancia de este resultado resalta al comparar cada grupo de pseudofáquicos por separado con el grupo control y obtener las mismas diferencias, por lo que en un principio se descartaría el filtro amarillo como responsable de las mismas. Al no atribuirse a una reducción en la transmisión de longitudes de onda corta por la presencia de cataratas o de un filtro amarillo, los cambios relacionados con la edad que afectan a los bastones (apartado 1.1.2.1), principalmente la reducción de su densidad y su sensibilidad, explican esta diferencia.

En resumen, en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica, lámparas con un mayor contenido en longitudes de onda corta mejoran la capacidad de detección de sujetos jóvenes. La presencia de cataratas empeora la detección, independientemente del tipo de lámpara, pero esta capacidad se ve beneficiada por la cirugía. En cuanto al posible impacto negativo del bloqueo de longitudes de onda corta por parte de LIO con filtro amarillo, no se ha obtenido dicho efecto para ninguna de las lámparas en comparación con una LIO-SFA.

#### *Tiempo de reacción visual*

Los resultados de TRV muestran una interacción entre la luminancia de fondo y la transmitancia ocular, siendo el efecto de las distintas condiciones de transmitancia más evidente para  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . Por esta razón, nos centraremos principalmente en los resultados obtenidos para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , al no haber obtenido en las luminancias de fondo más altas ( $0.1$  y  $1 \text{ cd/m}^2$ ) resultados tan significativos en relación a dicho factor. En cuanto a la influencia del tipo de iluminante, en este experimento no se ha obtenido un efecto significativo en el TRV. Lewis (1999) sostiene que la influencia de factores externos sobre una tarea que requiere procesamiento no visual, como es el TRV, disminuye al incrementarse la luminancia de fondo, lo que explicaría este resultado.

En primer lugar, se aborda el efecto de la luminancia de fondo. Los valores de TRV disminuyen al aumentar la luminancia de la escena visual. Estos resultados, en todos los grupos de sujetos con diferente transmitancia ocular y para las dos lámparas, son confirmados por otros autores (Bullough et al., 2000; Fotios et al., 2009; He et al., 1997). Según Leibovitch et al. (2006) esta disminución del TRV con la luminancia se debe a la transición de una respuesta visual mediada por la vía MC, en niveles mesópicos bajos, a una respuesta con mayor actividad de la vía PC, en niveles mesópicos altos – fotópicos. De esta forma, a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana temporal y para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  (Plainis et al., 2000), un estímulo de baja frecuencia espacial fundamental (0.5 cpg) (Holmes et al., 2000) y un tiempo de

exposición de 500 ms, que favorece la sumación completa, son responsables de que el TRV sea mediado por la vía MC. Además, Plainis et al. (2000) concluyen que la vía MC media la respuesta visual cuando se emplean contrastes de Michelson inferiores a 0.1, equivalente a un contraste de Weber de 0.24, valor superior al empleado en este experimento (C: 0.2) y que apoya la presente justificación. No obstante, no encontramos efecto de la luminancia de fondo en el grupo LIO-FA para la lámpara MH, lo que se explica por la variabilidad interindividual, mayor en sujetos mayores que en jóvenes (Shapiro et al., 1996) y, en especial, en sujetos con cataratas.

En segundo lugar, se aborda la influencia de la transmitancia de los distintos grupos y el tipo de lámpara en los resultados de TRV para una luminancia de fondo  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . En el grupo control no se observa influencia de la SPD del iluminante para las condiciones experimentales estudiadas, al contrario de lo que ocurre con el CU. Esta discrepancia se debe al incremento en el tiempo de exposición del estímulo, 40 ms para el CU y 500 ms para el TRV, que favorece la sumación temporal, y al hecho de ser consideradas tareas visuales mediadas por distintos mecanismos (Cao et al., 2007). Por último, la falta de influencia del tipo de lámpara parece estar en contradicción con los resultados de otros autores, como Akashi et al. (2002) y He et al. (1997). Ambos trabajos analizan la influencia de la SPD de las lámparas HPS y MH en el TRV, He et al. (1997) obtienen una influencia de la lámpara a  $15^\circ$  de excentricidad retiniana. Influencia que Akashi et al. (2002) también obtienen en su trabajo a la misma excentricidad; sin embargo, en este trabajo también se realizan medidas a  $23^\circ$ , obteniendo una significancia mayor que a  $15^\circ$ , por lo que se espera que a medida que se reduzca la excentricidad disminuya el efecto o incluso desaparezca como ocurre en este experimento.

La presencia de cataratas en el grupo de sujetos mayores, junto con el envejecimiento motor, incrementan el TRV respecto al grupo control, no obteniendo tampoco un efecto de la SPD. El incremento del TRV que se ha obtenido en este experimento, independientemente de la lámpara, se debe a la opacidad del cristalino y probablemente sea superior al descrito en la literatura en sujetos mayores con medios oculares normales (Grabowski et al., 2013; Salthouse, 2000; Wild-Wall et al., 2008). En cuanto a la ausencia del efecto lámpara, los mismos argumentos en referencia a la dependencia del *scattering* de la longitud de onda pueden justificar este resultado. En sujetos pseudofáquicos, el incremento en la transmisión de la luz y la reducción del *scattering* debidos a la cirugía de cataratas implican una reducción en el TRV (Schwiegerling, 2006; Kara-Junior et al., 2011), obtenida en ambos grupos de LIO y para ambas lámparas. Sin embargo, no se observa una disminución del TRV en todas las condiciones experimentales y para todos los sujetos (figura 4.8), como cabría esperar. De nuevo, la variabilidad individual asociada a las medidas psicofísicas en personas mayores se hace patente en estos resultados. De los resultados obtenidos puede concluirse, por tanto, que el filtro amarillo no influye negativamente en el

tiempo de respuesta ante la presentación de un obstáculo, al obtener un efecto de la lámpara similar al resto de grupos y valores. Si comparamos los resultados del TRV del grupo control con los de los grupos de sujetos pseudofáquicos se obtienen resultados superiores para éstos últimos para ambas lámparas, HPS y MH, debido a la ralentización del procesamiento sensoriomotor central en sujetos mayores ya descrita en la literatura (Sterr et al., 2008).

#### *Limitaciones experimentales*

Las limitaciones de este experimento han sido descritas en el capítulo anterior y se atribuyen principalmente a la diferencia entre la visión maxwelliana y la visión natural, derivadas de nuestro control preciso de las condiciones experimentales. Por otro lado, aunque el número de sujetos, en base al análisis estadístico, es suficiente para encontrar resultados significativos, un aumento en el tamaño muestral afianzaría más los resultados encontrados.

### **4.5 Conclusiones**

Considerando los resultados obtenidos, la significancia de los mismos y el cálculo del nivel de excitación de los fotorreceptores, puede concluirse que las lentes intraoculares con filtro para la luz azul no dificultan la detección umbral y respuesta a estímulos supraumbrales en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica. Este hallazgo arroja luz al aún existente debate sobre el efecto negativo en la fotorrecepción de las lentes intraoculares con filtro amarillo. Mediante el análisis de la interacción entre el tipo de iluminante y distintas condiciones de transmitancia ocular, incluyendo sujetos jóvenes, sujetos mayores con catarata y los mismos tras ser implantados con lentes intraoculares con y sin filtro para la luz azul, se ha podido justificar dicha conclusión. Los resultados obtenidos en sujetos jóvenes corroboran las conclusiones del capítulo anterior. La disminución en la transmisión de la luz y el *scattering* intraocular producto del desarrollo de catarata senil, junto con el envejecimiento ocular, explican el incremento en el contraste umbral y el tiempo de reacción observados. Por otro lado, la mejora en las capacidades visuales analizadas tras la cirugía de cataratas es notable. Siendo esta mejora independiente del tipo de lente intraocular implantada, es decir, en condiciones mesópicas el efecto de un filtro amarillo en la transmisión de luz no es lo suficientemente significativo como para afectar negativamente a la detección y reacción del obstáculo presentado durante la conducción nocturna.



## **Capítulo 5: Experimento 3. Tiempo de reacción y ganancia de contraste: Influencia de la distribución espectral del iluminante.**

En los capítulos anteriores se ha evaluado el efecto de diversos factores sobre dos tareas visuales típicas de la conducción: el CU y el TRV. En este capítulo se va un paso más allá y se aborda, desde la investigación básica, el efecto de la SPD del iluminante en la GC. Este mecanismo está relacionado con el TRV y la sensibilidad al contraste, permitiéndonos ahondar en su funcionamiento y características. Además, se extiende el estudio del TRV del capítulo anterior, valorando el efecto del contraste y su interacción con la SPD de distintos iluminantes.

Los resultados derivados de este experimento han sido expuestos en el siguiente congreso:

AUTORES: Vicente, E. G., Matesanz, B. M., Arranz, I., Rodríguez-Rosa, M., Mar, S., Aparicio, J. A. y Barrionuevo, P. A.

TÍTULO: Influence of spectral power distribution and photometry on contrast gain in mesopic illumination conditions.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación en póster.

CONGRESO: 41<sup>st</sup> European Conference on Visual Perception (ECVP 2018).

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Trieste (Italia), 26-30 Agosto 2018.

## 5.1 Introducción

En psicofísica, el TRV se emplea para el estudio indirecto de los mecanismos implicados en el procesamiento visual; por ejemplo, Plainis et al. (2000) y Murray et al. (2003) obtuvieron que el TRV aumenta de forma lineal al reducir el contraste. Esta relación lineal permite emplear la pendiente de ajuste como estimación del mecanismo subyacente a la respuesta visual (Aguirre, 2008; McKeefry et al., 2003; Murray et al., 2003).

En el capítulo anterior se midió el TRV en sujetos jóvenes para un único contraste supra-umbral. En este experimento también se mide el TRV incluyendo un rango de 5 contrastes con el fin de definir la ley de Piéron, ya descrita en el marco teórico, necesaria para la obtención de la GC. Además, estas medidas se realizan ante diferentes lámparas con el fin de analizar la interacción entre el contraste del estímulo y la SPD de iluminantes urbanos en condiciones experimentales típicas de la conducción nocturna. El TRV está mediado por la vía MC en estas condiciones: estímulos de baja frecuencia espacial (Morrison et al., 1993), bajas luminancias (CIE, 2010), bajos contrastes (Lingard et al., 2002) y visión excéntrica (Cengiz, 2014; Cengiz, 2015; Franchak et al., 2010; Harwerth et al., 1978; Marigold et al., 2007; Várady et al., 2006). El efecto de la SPD de iluminantes urbanos en el TRV ha sido estudiado, como ya se detalló en el capítulo anterior, por varios autores. La mayoría de los trabajos realizados encuentran menor TRV al emplear iluminantes con un alto contenido en longitudes de onda en su SPD, como la lámpara MH (Akashi et al., 2002; He et al., 1997; Lewis 1999). He et al. (1997) midieron el TRV monocular en tres sujetos, presentando el estímulo a 15° de excentricidad retiniana en condiciones de iluminación mesópicas, obteniendo una diferencia significativa en los resultados entre

las lámparas HPS y MH, aún considerando la variabilidad asociada a sujetos no experimentados. Por otra parte, Lewis (1999) llegó a la misma conclusión empleando un sistema de visión maxwelliana para la obtención del TRV monocular en 5 sujetos no experimentados, empleando las mismas lámparas. Pese a que Lewis (1999) realiza las medidas en fóvea, el tamaño del estímulo excede el área foveal e incluye parte del área retiniana estudiada en el experimento que detallaremos a continuación; además, el TRV se midió como el tiempo empleado en el reconocimiento de la posición de la simulación de un peatón. Por último, Akashi et al. (2002) llevaron a cabo un experimento en condiciones más realistas (parking exterior) en un grupo de 8 sujetos no experimentados presentando el estímulo a 15° y 23° de excentricidad retiniana, en condiciones de iluminación mesópica. Al igual que los trabajos anteriores, obtuvo menor TRV con la lámpara MH. Todos estos trabajos evidencian la dependencia del TRV de la SPD del iluminante para una gran variedad de condiciones experimentales. Sin embargo, ningún trabajo ha considerado la posible influencia del tipo de iluminante sobre la GC, aunque sí se ha estudiado el efecto de diversos parámetros característicos de la escena visual en dicho mecanismo.

Como ya se ha comentado, al principio de esta sección, en términos psicofísicos la GC puede calcularse a partir de los resultados de TRV en función del contraste del estímulo. La GC es un mecanismo de adaptación al contraste rápido que influye en la respuesta neuronal inmediata para ajustar la sensibilidad al contraste del estímulo y evitar la saturación (Victor, 1987). En condiciones de iluminación mesópicas el mecanismo de GC se debe a las propiedades intrínsecas de las células ganglionares, estando prácticamente ausente en la sinapsis entre células bipolares y ganglionares (Beaudoin et al., 2008; Gaudry et al., 2007; Yu et al., 2003). En estos niveles de iluminación, la información llega a las ganglionares a través de varias vías, siendo relevante en este trabajo la vía de uniones GAP entre conos y bastones, al presentar los conos un procesado de la información más rápido y acorde con las características temporales de la GC (Barbur, 1982; MacLeod, 1972, Sharpe et al., 1989; van den Berg et al., 1977; Zele et al., 2015). El efecto de la GC varía en función de la frecuencia espacial del estímulo, en coherencia con la dualidad en el procesado visual, correspondiente a la actividad de las vías MC y PC (Burbeck et al., 1981). En el mesópico bajo, el efecto de la excentricidad en la GC depende de la frecuencia espacial del estímulo, encontrando que, mientras que para altas frecuencias espaciales cambia con la excentricidad, para bajas frecuencias espaciales este mecanismo permanece invariable al incrementar la excentricidad (Murray et al., 2003). Por otra parte, la fuerte presencia del mecanismo de GC en la vía MC se debe al papel que esta vía desempeña en la detección y a su alta sensibilidad a cambios en el contraste del estímulo (Shapley et al., 1984). Como se ha comentado anteriormente, la vía MC media la visión en nuestras condiciones experimentales.

Conociendo el mecanismo de GC desde el punto de vista fisiológico es posible justificar el grado de influencia de la SPD sobre este mecanismo y su efecto en el rendimiento visual. Este análisis permitirá justificar la base fisiológica y las vías de procesamiento visual implicadas en esta tarea, aportando información desde el punto de vista de una investigación básica. En este experimento se han realizado las medidas sobre un grupo de sujetos jóvenes, al considerar necesario definir y comprender en primer lugar el comportamiento de la GC en sujetos con medios oculares transparentes antes de considerar factores como los estudiados en capítulos anteriores; tales como la transmitancia de los medios oculares en personas con cataratas o con LIO y el nivel de iluminación.

## 5.2 Metodología

### *Observadores*

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos, el experimento se realizó en base a la declaración de Helsinki y los procedimientos llevados a cabo fueron aprobados por el Comité Ético de Investigación Clínica del Área Este de Valladolid.

Trece sujetos jóvenes ( $25 \pm 1.9$ ), sin experiencia previa en medidas psicofísicas, participaron en este experimento. Según el historial clínico, ninguno de los sujetos presentaba patologías oculares o sistémicas con afección ocular, ni alteración en la visión al color. Para comprobarlo se realizó un examen ocular que incluía refracción de lejos, biomicroscopía, oftalmoscopía y evaluación de la visión del color con los test de Ishihara y Farnsworth-Munsell D15. La refracción se realizó para obtener la prescripción oftálmica que permitiera la máxima agudeza visual monocular del ojo derecho para la realización de las medidas psicofísicas. Como criterio de exclusión no se consideraron aquellos sujetos con errores refractivos superiores a las 6.00 D de miopía, 4.00 D de hipermetropía y 2.00 D de astigmatismo; así como con deficiencias en la visión al color.

Todos los sujetos, incluidos los emétopes y usuarios de lentes de contacto, fueron compensados con el mismo tipo de lente oftálmica para evitar diferencias en la transmitancia que pudieran afectar a los resultados psicofísicos.

### *Condiciones experimentales*

En este experimento, la GC se calcula a partir de la medida del TRV en función del contraste del estímulo (Murray et al., 2003; Plainis et al., 2000). Dicha relación se define mediante la ley de Piéron descrita en el marco teórico, a partir de la cual es posible calcular la GC como la inversa de la pendiente del ajuste de regresión lineal tras representar los resultados de TRV en función de la inversa del contraste (Plainis et al., 2000).

El TRV se ha medido para cinco contrastes de Weber supra-umbrales definidos a partir del CU individual más alto obtenido con ambas lámparas. Se llevó a cabo la medida del CU, en primer lugar, y del TRV, en segundo lugar, ambas de forma monocular en el ojo derecho, mientras el izquierdo estaba ocluido, en visión excéntrica ( $10^\circ$  de excentricidad retiniana temporal) y para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  proporcionada por las lámparas HPS y MH. Ambas tareas visuales se miden para un tiempo de exposición de 500 ms. El CU y TRV se determinan empleando la metodología y procedimientos descritos en el capítulo 4, con la única diferencia de que el TRV se obtuvo para cinco contrastes (C1, C2, C3, C4 y C5) presentados siguiendo el método de estímulos constantes. Los valores de contraste del estímulo se han elegido para obtener una perspectiva más completa de la ley de Piéron: definiéndose dos contrastes próximos al umbral (C1 y C2), otros dos lo suficientemente supra-umbrales como para obtener el valor del componente motor del TRV (C4 y C5) y otro intermedio (C3). Los contrastes se calcularon de la siguiente forma:

|           |                                 |
|-----------|---------------------------------|
| <b>C1</b> | CU + 0.03 unidades logarítmicas |
| <b>C2</b> | C5 * 0.25                       |
| <b>C3</b> | C5 * 0.50                       |
| <b>C4</b> | C5 * 0.75                       |
| <b>C5</b> | C1 + 1 unidad logarítmica       |

**Tabla 5.1.** Cálculo de los contrastes empleados en la medida del TRV.

En un sujeto, el número total de presentaciones de estímulo para el cálculo del CU fue de 96 (48 presentaciones de estímulo por medida y dos lámparas) y de 200 para la medida del TRV (cinco contrastes, 20 repeticiones y dos lámparas). Las medidas se realizaron en dos días, el primer día se midió el CU y el TRV para una de las lámparas, y el segundo día para la lámpara restante, eligiendo de forma aleatoria el orden de las mismas. Durante el primer día de medidas, se procedió a la explicación del desarrollo de las mismas junto con una batería de pruebas para familiarizarse con el procedimiento. Previamente a cada sesión de medidas, el observador se adaptó a la oscuridad durante 30 minutos. Posteriormente, el área retiniana objeto de estudio se adaptó durante 3 minutos a la luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ .

#### *Análisis estadístico*

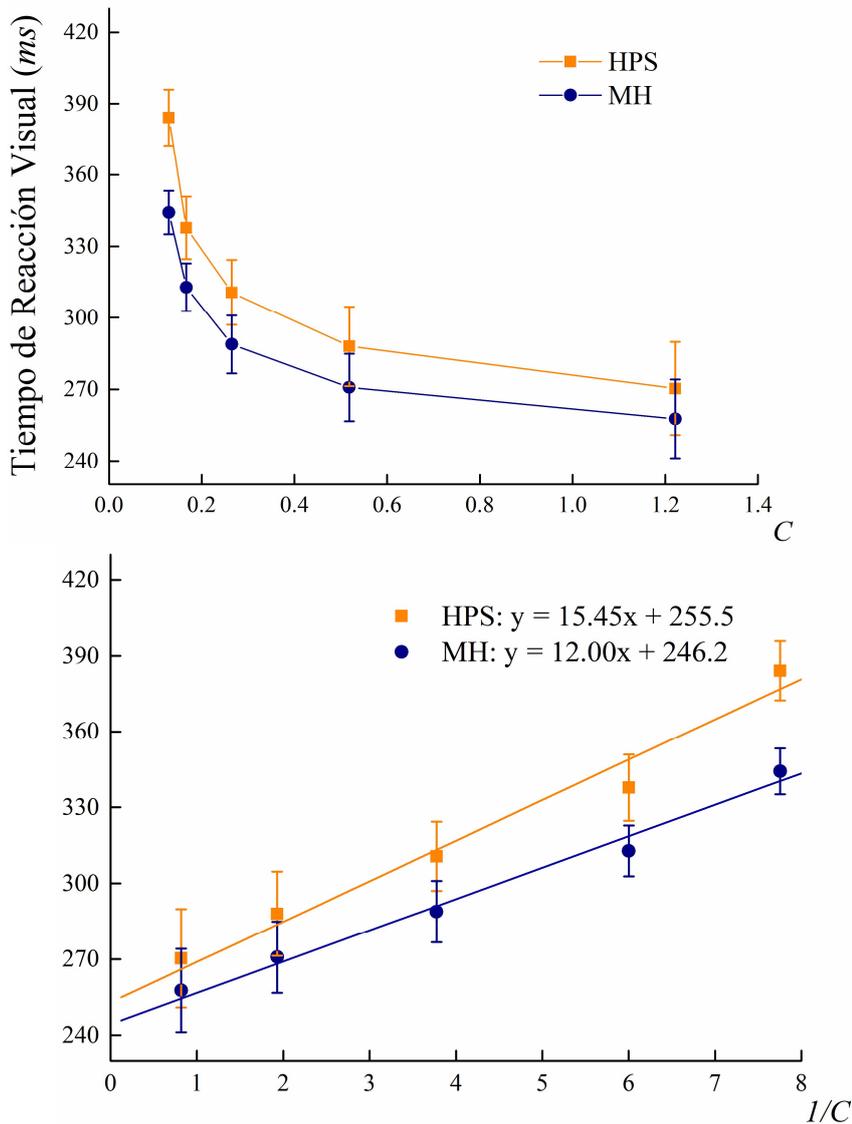
El análisis estadístico se ha llevado a cabo empleando el software SPSS (versión 19.0) y estableciendo un  $\alpha$ -valor = 0.05 como nivel de significancia. En el caso del TRV se ha aplicado un modelo ANOVA de medidas repetidas considerando la lámpara y el contraste como factores, así como la interacción entre ellos. En el caso de la GC se aplicó una prueba *t* de *Student* para muestras relacionadas, comparando medias de dos variables de un mismo grupo y considerando como variable emparejada el tipo de lámpara. Además, se determinó el tamaño de efecto de los resultados significativos mediante el cálculo de la *g* de Hedges y el coeficiente de correlación *r* de Pearson.

### 5.3 Resultados

Considerando los 13 sujetos, el total de presentaciones realizadas fue de 1248 para el CU y 2600 para el TRV.

#### Tiempo de reacción visual

El TRV se obtuvo en visión excéntrica y para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$  proporcionada por dos lámparas HPS y MH. A continuación se analiza el efecto de la lámpara en el TRV, así como la interacción entre los valores de contraste empleados y el tipo de lámpara.



**Figura 5.1** Promedio del TRV de los sujetos para ambas lámparas (HPS y MH) para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , en función del contraste de Weber (5.1a) y en función de la inversa del contraste de Weber (5.1b). Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos. En la figura 5.1b se detallan las ecuaciones del ajuste de regresión lineal y los coeficientes de determinación

La figura 5.1 muestra los resultados de TRV para ambas lámparas (HPS y MH), para una luminancia de fondo de  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , en función del contraste (5.1a) y en función de la inversa del contraste (5.1b). En la figura 5.1b se especifican las ecuaciones del ajuste de regresión lineal y los coeficientes de determinación de los dos conjuntos de datos. Se observa una reducción del TRV al incrementarse el contraste del estímulo, relación descrita por la ley de Piéron. El efecto del contraste en el TRV es evidente, al obtener una diferencia media de 93 ms para el conjunto de las dos lámparas al comparar los valores obtenidos en los contrastes extremos, C1 y C5. En cuanto al efecto del factor lámpara se han obtenido valores de TRV para la lámpara MH significativamente inferiores a los obtenidos para la lámpara HPS ( $\text{TRV}^{\text{MH}} < \text{TRV}^{\text{HPS}}$ ), considerando el conjunto de valores de TRV para los 5 contrastes. Analizando el efecto del factor lámpara para cada valor de contraste por separado, se observa que la diferencia de los promedios del TRV entre lámparas aumenta al disminuir el contraste. Para el contraste más bajo (C1), el TRV para la lámpara MH es 20 ms menor que para la lámpara HPS, una diferencia estadísticamente significativa; mientras que para el contraste más alto (C5), el TRV para la lámpara MH es tan solo 7.7 ms inferior que para la lámpara HPS, única diferencia estadísticamente no significativa en esta comparación por contrastes individuales. Es decir, al disminuir el contraste del estímulo el efecto del tipo de lámpara es más evidente, como también puede observarse al comparar la significancia de ambas diferencias. El conjunto de los parámetros estadísticos correspondientes a las comparaciones anteriores se detallan en la tabla 5.2.

|                                      |        | F                     |       | p valor | g Hedges | r Pearson |
|--------------------------------------|--------|-----------------------|-------|---------|----------|-----------|
|                                      |        | gl (hipótesis, error) | valor |         |          |           |
| <b>Efecto lámpara conjunto</b>       |        |                       |       |         |          |           |
|                                      | HPS-MH | 1,219                 | 23,12 | 0.001   | 0.03     | 0.009     |
| <b>Efecto lámpara por contrastes</b> |        |                       |       |         |          |           |
| C1                                   | HPS-MH | 1,219                 | 6.31  | 0.013   | 0.10     | 0.027     |
| C2                                   | HPS-MH | 1,219                 | 21.42 | 0.001   | 0.11     | 0.03      |
| C3                                   | HPS-MH | 1,219                 | 22.66 | 0.001   | 0.11     | 0.03      |
| C4                                   | HPS-MH | 1,219                 | 4.91  | 0.028   | 0.07     | 0.02      |
| C5                                   | HPS-MH | 1,219                 | 2.59  | 0.109   | 0.05     | 0.013     |

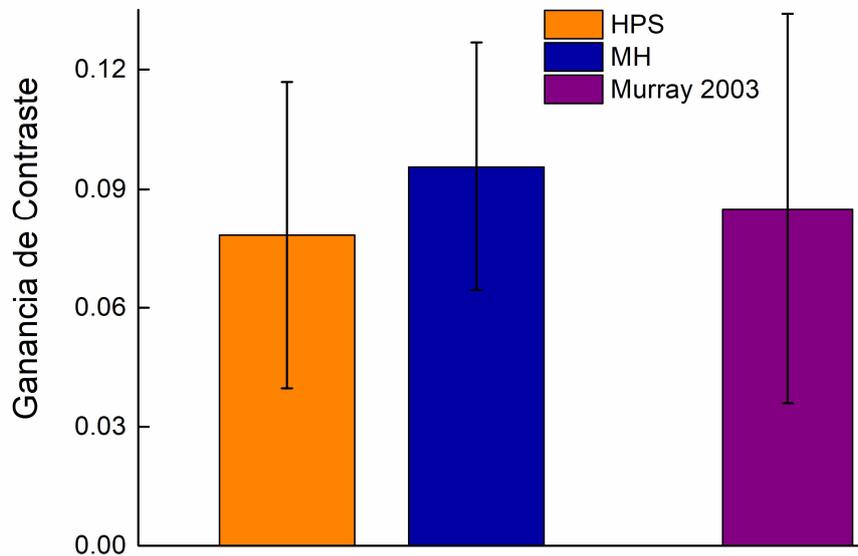
**Tabla 5.2.** Resultados estadísticos obtenidos en la medida del TRV para el factor lámpara considerando el conjunto de valores, C1-C5, y para cada contraste individual.

Con el fin de tener otro punto de vista y obtener información complementaria, merece la pena detenerse en la figura 5.1b. En primer lugar, y tras el ajuste de regresión lineal, la ordenada en el origen representa la proporción del TRV que corresponde al componente motor del mismo. Se han obtenido valores de tiempo de reacción motor similares para ambas lámparas (HPS: 231.71 ms; MH: 233.88 ms), lo que implica que las medidas se han realizado correctamente. En segundo lugar, el coeficiente de determinación de dichos ajustes revela la relación lineal existente entre el TRV y la

inversa del contraste. Esta relación ya ha sido descrita por otros autores (Plainis et al., 2000) y validada como metodología psicofísica (como ya se detalló en el marco teórico) para caracterizar la influencia de distintos factores, en este caso el tipo de lámpara, sobre el TRV.

*Ganancia de contraste*

La GC promedio se obtuvo para sujetos jóvenes y una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup> proporcionada por dos lámparas, HPS y MH, y cuyos valores se representan en la figura 5.2. Los valores de GC representados corresponden a la inversa de las pendientes de los datos de TRV de la figura 5.1b para HPS y MH. En dicho gráfico se incluye el resultado de GC promedio para dos sujetos obtenido por Murray et al. (2003) a partir de la medida del TRV en función del contraste.



**Figura 5.2.** Promedio de la GC de sujetos jóvenes para dos lámparas (HPS y MH) y con una luminancia de fondo de 0.01 cd/m<sup>2</sup>. Las barras de error definen el intervalo de confianza al 95% de los resultados obtenidos. Se ha incluido el valor promedio de GC obtenido por Murray

La figura muestra como la SPD del iluminante no influye en el mecanismo de GC por el solapamiento de los intervalos de confianza, como se observa en los resultados del análisis estadístico de la tabla 5.3. Este resultado se discutirá posteriormente y complementa, desde el punto de vista psicofísico, los estudios fisiológicos sobre la GC ya realizados.

|                       | gl (hipótesis, error) | t Student |
|-----------------------|-----------------------|-----------|
| <b>Efecto lámpara</b> |                       |           |
| Sujetos jóvenes       | 219                   | 0.609     |

**Tabla 5.3.** Resultados estadísticos para el factor lámpara en el análisis de los resultados de GC.

En cuanto al resultado de GC obtenido por Murray et al. (2003) y representado con una barra de color morado en la figura 5.2, la tabla 5.4 muestra las condiciones experimentales de ambos experimentos, el realizado por Murray et al. (2003) y el que se presenta en este capítulo:

| <u>Condiciones experimentales</u> | <u>Experimento ganancia de contraste</u> | <u>Murray 2003</u>     |
|-----------------------------------|--|------------------------|
| <i>Iluminante</i>                 | HPS / MH                                 | Fuente amarillenta     |
| <i>Luminancia de fondo</i>        | 0.01 cd/m <sup>2</sup>                   | 0.02 cd/m <sup>2</sup> |
| <i>Frecuencia espacial</i>        | 0.5 cpg*                                 | 0.49 cpg               |
| <i>Tiempo de exposición</i>       | 500 ms                                   | 340 ms                 |
| <i>Excentricidad</i>              | 10° temporal                             | 10° temporal           |

**Tabla 5.4.** Comparación de las condiciones del experimento actual y las empleadas por Murray et al. 2003. \*Frecuencia espacial fundamental aproximada.

El valor de GC obtenido por Murray et al. (2003) es comparable con el obtenido en este experimento para las lámpara HPS y MH, al emplear Murray una fuente de luz ‘amarillenta’. Las barras de error estimadas para el valor de GC de Murray se solapan con las obtenidas en este experimento empleando las dos lámparas, lo que también confirma la ausencia del efecto del factor lámpara. La única diferencia apreciable entre las condiciones experimentales de ambos trabajos es la luminancia de fondo y el tiempo de exposición, si bien esta diferencia podría no influir notablemente en la GC al emplear una frecuencia espacial y contrastes bajos. Por lo tanto, la solidez en la metodología empleada en este experimento está avalada por la comparación de nuestros resultados con los obtenidos por Murray et al. (2003),

## 5.4 Discusión

En este experimento se ha analizado el efecto de la SPD en el mecanismo de GC y en el TRV, para visión excéntrica y en niveles de iluminación mesópicos proporcionados por dos lámparas, HPS y MH. Los resultados muestran una influencia de la SPD en el TRV, pero no en la GC. Aunque el objetivo principal de este experimento es la GC, para su mejor comprensión y siguiendo el orden metodológico, se analizan en primer lugar los resultados de TRV.

### *Tiempo de reacción visual*

En la discusión del TRV se aborda en primer lugar el efecto del contraste, a continuación la influencia de la SPD de la lámpara en los resultados junto con una comparativa con experimentos psicofísicos que emplean los mismos iluminantes y, para terminar, una comparación con los resultados de TRV obtenidos en el capítulo anterior de esta tesis.

En primer lugar, se considera el efecto del contraste sobre el TRV. En nuestro experimento se observa como al incrementarse el contraste del estímulo los valores de TRV disminuyen para ambas lámparas. Una relación ya demostrada por otros autores (Felipe et al., 1993, Harwerth et al., 1978; Kurylo et al., 2015; Menees, 1998; Murray et al., 2003, Thomas et al., 1999; Walkey et al., 2006). Al emplear contrastes próximos a la región umbral la incertidumbre en la respuesta se incrementa, lo que explica el aumento del TRV (Pins et al., 2000). Es decir, el componente visual del TRV adquiere relevancia cuando la escena visual se compone de elementos de bajo contraste, aumentando la posible influencia de factores externos.

En segundo lugar, se observa una reducción en los valores de TRV bajo la lámpara MH en comparación con la lámpara HPS, debido al mayor contenido en longitudes de onda corta de la primera. Este mayor contenido en luz azul favorece la estimulación de bastones y conos S, fotorreceptores implicados en la visión en condiciones de iluminación mesópicas, como ya se ha demostrado en el capítulo anterior. Los resultados obtenidos están en concordancia con los obtenidos por otros autores (Akashi et al., 2002; He et al., 1997; Lewis, 1999). Mientras que la diferencia entre los valores de TRV entre lámparas obtenida en este experimento es aproximadamente de 20 ms, la diferencia obtenida por He et al. (1997) es de 40 ms. Esta discrepancia puede deberse a la metodología, la excentricidad o el ratio-S/P de las lámparas. En primer lugar, el diseño experimental es distinto al empleado en este experimento. La excentricidad empleada ( $15^\circ$ ) es mayor, lo que implica una mayor contribución de bastones cuya mayor sensibilidad a longitudes de onda corta explicaría una mayor diferencia en el TRV entre lámparas que difieren precisamente en su contenido en luz azul. Por último, aunque las lámparas empleadas son semejantes a las de este experimento, sus ratios-S/P son ligeramente diferentes: para la lámpara HPS el valor es de 0.61 (0.49 en este experimento) y para la lámpara MH el valor es de 1.67 (1.17 en este experimento), lo que implica una mayor diferencia en el contenido de longitudes de onda corta que justificaría la discordancia entre ambos trabajos. En el caso del trabajo de Lewis (1999), la diferencia encontrada en sus experimentos es de 163 ms para el primero y 17 ms para el segundo. Estos dos valores son distintos por la mayor influencia del componente motor en el segundo experimento en el que trabajó con sujetos mayores, en el que la diferencia en los resultados se aproxima a la de nuestro experimento, considerándose también como significativa. Aunque emplea también visión maxwelliana, el experimento de Lewis (1999) se basa en la medida del TRV de reconocimiento, una tarea distinta a la estudiada en este trabajo. Por último, Akashi et al. (2002) obtienen una diferencia de 50 ms para una excentricidad de  $15^\circ$  y de 100 ms para una excentricidad de  $23^\circ$ . Como podemos observar, la diferencia disminuye al reducir la excentricidad, por lo que la obtenida en este experimento a  $10^\circ$  se enmarca en dicha tendencia. Al igual que en el experimento de He et al. (1997), la mayor excentricidad, junto con la diferencia en el ratio-S/P de las lámparas empleadas,

justificaría la diferencia. Siendo el ratio-S/P de 0.62 y 1.53 para sus lámparas de HPS y MH, respectivamente.

Sin embargo, hay que destacar que la influencia significativa del factor lámpara encontrada en este experimento es contraria a los resultados del experimento del capítulo anterior. ¿Qué argumentos justifican esta diferencia? Entre ambos experimentos existen diferencias que justifican estos resultados, por un lado en el procedimiento experimental y por otro lado en el ajuste personalizado de los valores de contraste empleados, que afecta al grado de dificultad de la tarea. En cuanto al procedimiento, en el experimento del capítulo 4 se presentaron 20 repeticiones de estímulo para un único contraste. Mientras que en este experimento se han presentado 20 repeticiones de estímulo para cada uno de los cinco contrastes. La presentación repetida de un contraste supra-umbral es más sencilla de realizar en sujetos jóvenes que la presentación aleatorizada y de valores próximos a la región umbral, lo que podría disminuir la influencia de factores externos como el tipo de iluminante. Además, como se describió en la metodología de este experimento, los valores de contraste empleados en la medida del TRV se han ajustado individualmente en función del CU obtenido, presentando una dificultad adicional que otorga mayor relevancia al componente visual del TRV, más susceptible de verse afectado por factores externos.

Los resultados muestran que pequeños cambios en el contraste del estímulo tienen un gran impacto en el TRV, con diferencias próximas a los 100 ms entre los valores obtenidos para el más bajo y alto contraste (Aguirre et al., 2008; Plainis et al., 2000). Este efecto se debe a que, al emplear una frecuencia espacial y luminancia bajas como las de este experimento, la influencia de la GC en la respuesta visual es notable.

#### *Ganancia de contraste*

La no influencia de la SPD del iluminante en el mecanismo de GC justifica su primera aparición a nivel post-receptoral, hallazgo que se justificará desde el punto de vista fisiológico. De igual forma, se abordará como nuestras condiciones experimentales afectan a la GC. La validez de la metodología empleada, así como de los resultados obtenidos, se consolida en base a la similitud del valor de GC obtenido en este experimento para la lámpara HPS y el obtenido por Murray et al. (2003).

Como se ha descrito en la introducción, en niveles de iluminación mesópicos bajos la GC emerge principalmente en el mecanismo intrínseco de las células ganglionares (Kim et al., 2003), a las cuales la información llega a través de la vía de uniones tipo GAP entre conos y bastones (Barbur, 1982; Cao et al., 2011; MacLeod, 1972, Sharpe et al., 1989; van den Berg et al., 1977; Zele et al., 2015). En concordancia con esto, la ausencia de efecto de la SPD, encontrada en nuestro experimento, se justifica en base a numerosos estudios que descartan a los fotorreceptores como componentes

participativos en la GC. Shapley et al. (1984) demostraron que la GC emerge después de la segregación centro-periferia de los campos receptivos, afectando de forma diferente a cada una de las partes del campo receptivo. Por lo que la GC no puede manifestarse en los fotorreceptores, ya que si lo hiciese, su valor sería similar en todo el campo receptivo. Por otra parte, Baccus et al. (2002) no obtuvieron un cambio detectable en la respuesta de conos tras un cambio en el contraste, ni en la transición de un bajo a un alto contraste, ni en la subsecuente adaptación. Este hallazgo se ve reforzado por la medición electrofisiológica de la respuesta generada por los fotorreceptores en retina de salamandra (Rieke, 2001). Por lo tanto, si el mecanismo de GC no se produce en fotorreceptores, la mayor estimulación de bastones y conos S por el mayor contenido en longitudes de onda corta de la lámpara MH no influirá en la GC.

En el marco teórico se describió la influencia de distintos parámetros del entorno visual sobre la GC. Pero, ¿cómo influyen nuestras condiciones experimentales en dicho proceso? Para responder a esta pregunta, se abordará el efecto de la excentricidad, la duración y la frecuencia espacial del estímulo empleado. En condiciones de iluminación mesópica baja y para bajas frecuencias espaciales, la GC es independiente de la excentricidad retiniana (Murray et al., 2003). De igual forma, para las mismas condiciones experimentales, la GC permanece invariable a la duración del estímulo, como demuestran Murray et al. (2003) en su experimento, al obtener los mismos valores para duraciones del estímulo de 20, 50 y 500 ms. En cuanto a la frecuencia espacial, Manookin et al. (2006) obtuvieron que estímulos de baja frecuencia espacial favorecen el mecanismo rápido de adaptación al contraste, mientras que estímulos de alta frecuencia espacial favorecen el mecanismo lento de adaptación al contraste (Manookin et al., 2006).

Además, con este trabajo podemos confirmar que la GC es un mecanismo de adaptación al contraste rápido post-reptoral que no se ve influenciado por la SPD del iluminante. Este hecho reafirma los resultados fisiológicos de otros autores, avalando así un hecho fisiológico desde la psicofísica. Por lo que el empleo de un tipo u otro de luminaria en el alumbrado público no favorece el proceso de adaptación a los distintos contrastes de la escena visual.

#### *Limitaciones experimentales*

Las limitaciones de este experimento han sido descritas en los capítulos anteriores y se relacionan con la diferencia entre la visión maxwelliana y la visión natural. Sin embargo, son un aval necesario para tener un control preciso de las condiciones experimentales.

## 5.5 Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos puede confirmarse la presencia post-receptoral de un mecanismo rápido de adaptación al contraste, la ganancia de contraste. Esta afirmación se basa en el experimento llevado a cabo en sujetos jóvenes con medios oculares transparentes, iluminación mesópica y visión excéntrica. No obteniendo un efecto del tipo de lámpara en el valor calculado de ganancia de contraste. Sin embargo, dicho efecto si se ha obtenido en la medida del tiempo de reacción visual. Además, se ha obtenido un efecto del tipo de lámpara dependiente del contraste del estímulo. De manera que en condiciones próximas al umbral, los bastones y conos S se benefician del mayor contenido en longitudes de onda corta de la lámpara de halogenuros metálicos, dando lugar a valores menores de tiempo de reacción visual. Por lo tanto, la elección de un iluminante con alto contenido en longitudes de onda corta es responsable de una reducción en el tiempo de respuesta frente a la presentación de un estímulo durante la conducción nocturna.

# 6



## **Bloque II: Puesta a punto de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios.**

### **Capítulo 6: Dispositivo experimental**

Un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios es un sistema óptico que permite generar estímulos luminosos con cromaticidad y luminancia definidos y cuyo propósito es aislar la actividad de los distintos fotorreceptores, así como de las vías de procesado post-reptoral. En la actualidad, existen aproximadamente 5 fotoestimuladores repartidos por los distintos continentes. En términos de luminancia estos dispositivos consiguen operar, mediante el uso de filtros ópticos de densidad neutra, en un rango de 2 a 3 órdenes de magnitud. Sin embargo, la atenuación de este tipo de filtros no es uniforme en el rango de frecuencias espaciales, independientemente de la longitud de onda, por lo que el equipo de investigación en el que se ha llevado a cabo esta tesis ha desarrollado un dispositivo capaz de operar en un amplio rango, con alta precisión y homogeneidad en todo el espectro visible.

La creciente implantación de la tecnología LED en sustitución de los sistemas de iluminación vial más tradicionales, como los analizados en los capítulos anteriores, motiva el uso de este dispositivo para migrar hacia estudios de la función visual con iluminantes LED. Aunque los elementos del dispositivo ya estaban dispuestos y se había llevado a cabo la calibración aislada de los LEDs, mi contribución fue la alineación, la calibración física y la verificación psicofísica del fotoestimulador. Además de colaborar en la ejecución de los primeros experimentos que brevemente se exponen al final de la memoria de este capítulo y que han dado lugar a la realización de dos Trabajos de Fin de Grado (TFGs).

En este capítulo se presenta el final de la puesta a punto de un fotoestimulador maxwelliano de dos canales y cuatro primarios. Este proyecto comenzó con el trabajo llevado a cabo previamente por el Grupo de Iluminación y Visión; a continuación, D. Arturo Daniel García Vesga llevó a cabo la construcción y caracterización de un dispositivo para el control de la polarización de LEDs ultraluminiscentes, fuente de luz del fotoestimulador, y que se refleja en la memoria de su TFG (García Vesga, 2015). Como resultado de las conclusiones de este trabajo, se diseñó un circuito de polarización de los LEDs que permite un control de la luminancia basado en pulsos de corriente mediante la variación del ancho de pulso o de la frecuencia de los mismos. Las medidas de la emisión espectral de los LEDs fuera del dispositivo experimental, cuando aún no estaban implementados en el mismo, se realizaron con un espectrofotómetro (detector OMA2). Se comprobó la linealidad de la emisión de los LEDs con ambos sistemas de control, ancho de pulso y frecuencia, para un rango de entre 4 y 5 órdenes de magnitud. De igual forma, se demostró la estabilidad de dicha linealidad en la emisión, siendo inferior al 1% tanto temporalmente como al variar la intensidad de polarización de los LEDs. Por lo tanto, es posible entonces un control preciso de la luminancia dentro de un amplio rango operativo y lo que es más importante, sin la necesidad de emplear filtros de densidad neutra.

Shapiro et al. (1996) demostraron que con el empleo de 4 LEDs con distinta SPD era posible cubrir una amplia gama cromática, necesaria para generar estímulos metámeros que permitan aislar la actividad de los fotorreceptores. Estos LEDs permiten generar casi cualquier cromaticidad del diagrama cromático, como puede observarse en la figura 6.1, donde se representan los primarios del dispositivo experimental.

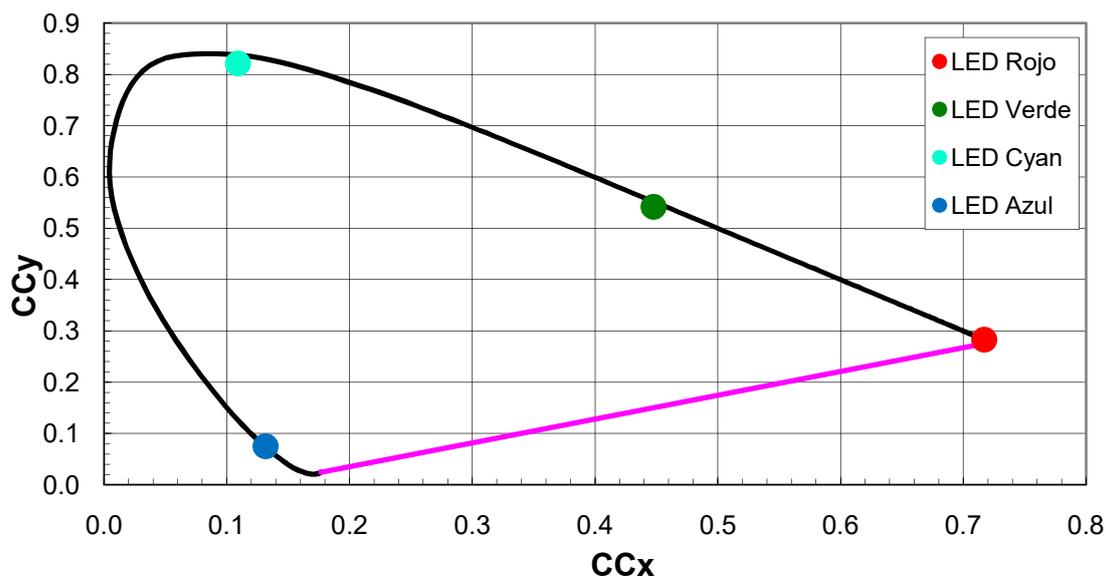
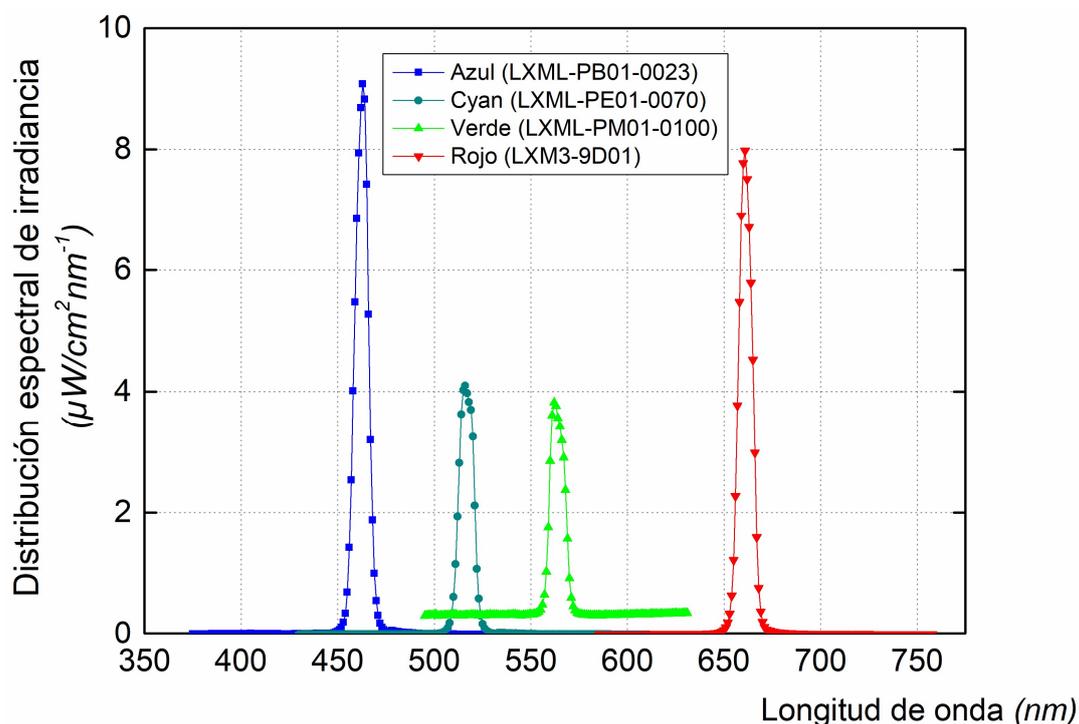


Figura 6.1. Localización de los cuatro primarios en el diagrama cromático de la CIE (10º).

Los LEDs ultraluminiscentes empleados pertenecen a la casa Lumileds (LED azul: LXML-9801-0023; LED cyan: LXML-9E01-0070; LED verde: LXML-PM01-0100; LED rojo: LXM3-9D01). Debido a que presentan un ancho de banda espectral superior a los 20 nm, fue necesario incorporar un filtro interferencial a la salida de los mismos para reducir el ancho de banda espectral hasta los 10 nm. La medida de la SPD se llevó a cabo con el mismo espectrómetro utilizado para medir la irradiancia de las lámparas HPS y MH empleadas en capítulos anteriores. Recordamos que es un espectrómetro dotado de un monocromador con resolución de 0.1 nm por canal, realizando la medida en el plano de entrada del espectrómetro con la fuente situada a 50 cm de distancia (detector OMA2). La figura 6.2 muestra la SPD de los 4 LEDs.



**Figura 6.2.** Distribución espectral de irradiancia absoluta de los cuatro LEDs primarios del fotoestimulador (similares para ambos haces). Se incluye el modelo de cada LED proporcionado por el fabricante.

Del gráfico puede observarse que la SPD de los LEDs, en ausencia de filtro interferencial, presenta un ancho de banda aproximado de 20 nm. Se puede concluir que la emisión de los LEDs, en términos absolutos, es superior para los LEDs azul y rojo. En cuanto al LED verde, se obtuvieron valores de ruido en medidas repetidas que no influyeron en los resultados finales.

## 6.1 Descripción

El fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios empleado sigue el sistema teórico desarrollado por Shapiro et al. (1996) (figura 6.3). Al igual que el dispositivo experimental descrito en el capítulo 2, permite realizar medidas psicofísicas.

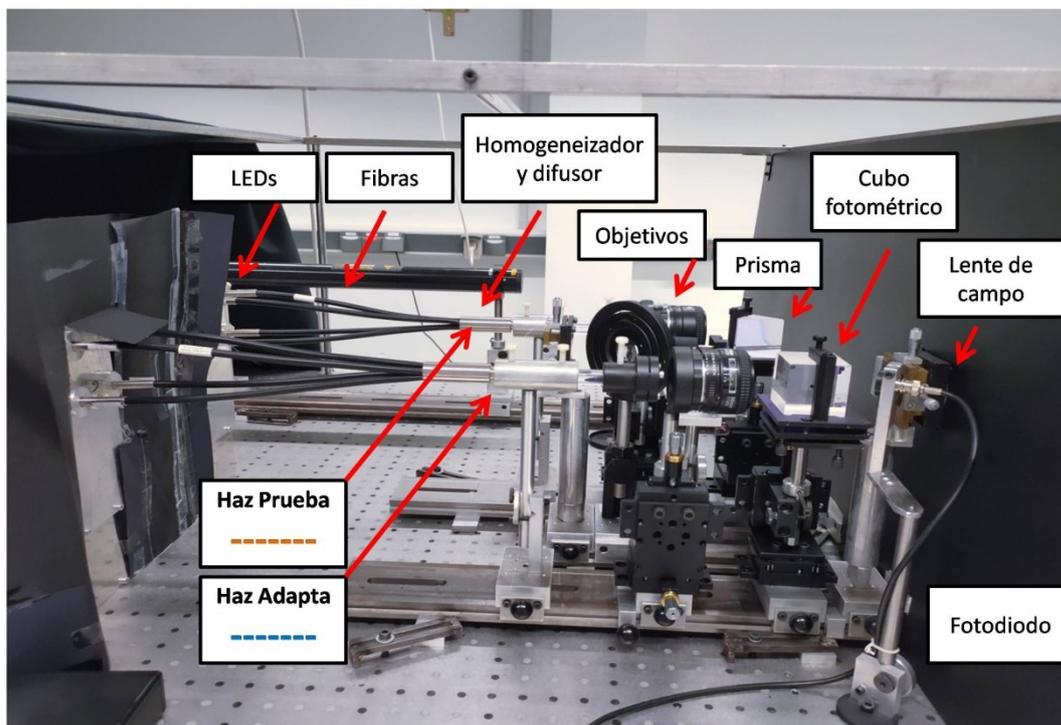
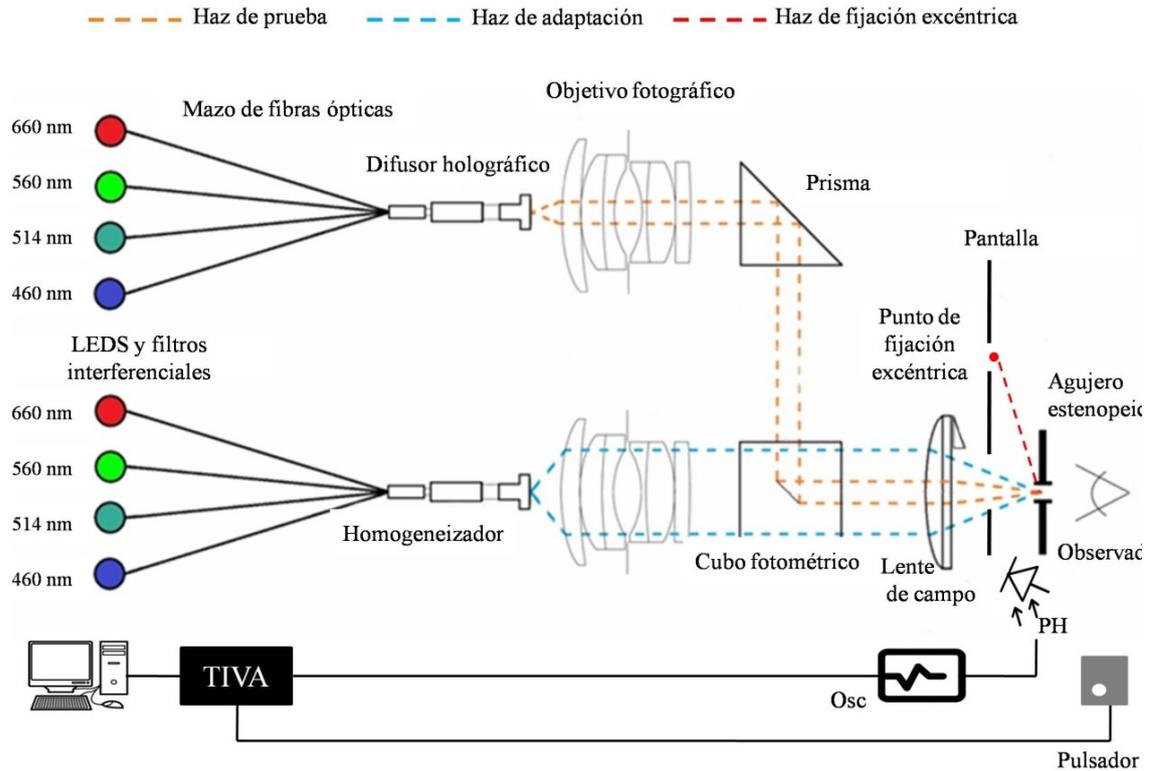
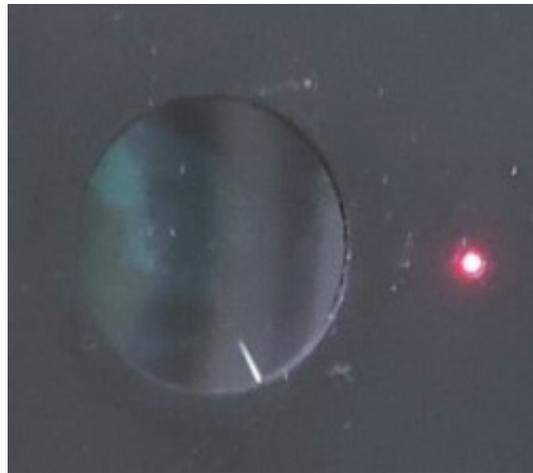


Figura 6.3. Fotografía del dispositivo experimental.

Este dispositivo experimental se configura para que la imagen del difusor de los dos haces principales, haz de prueba y haz de adaptación, se forme en la pupila de entrada del sujeto, donde se ha situado un agujero estenopeico. La figura 6.4 representa un esquema del dispositivo experimental. El haz de prueba se representa con una línea discontinua naranja ( — — — ) y el haz de adaptación con una línea discontinua azul ( — — — ). Ambos se presentan de forma simultánea y concéntrica, subtendiendo  $2^\circ$  y  $10^\circ$  en la retina del observador, respectivamente. Adicionalmente a los haces de prueba y adaptación ya descritos, la figura 6.4 muestra con una línea discontinua roja ( — — — ) el haz correspondiente al punto de fijación excéntrica. Dicho punto de fijación (figura 6.5) está formado por un LED con longitud de onda central de 630 nm, para no afectar al estado de adaptación a la oscuridad del observador, subtendiendo un ángulo de  $10^\circ$  respecto al eje óptico del mismo. Para evitar la luz espúrea del LED de fijación se apantalló con una placa metálica negra.



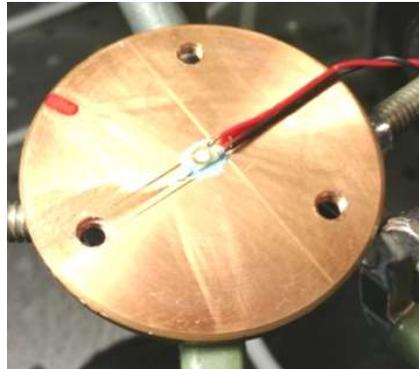
**Figura 6.4.** Esquema del dispositivo experimental.



**Figura 6.5.** Fotografía del test de fijación excéntrica junto al alojamiento de la lente de campo.

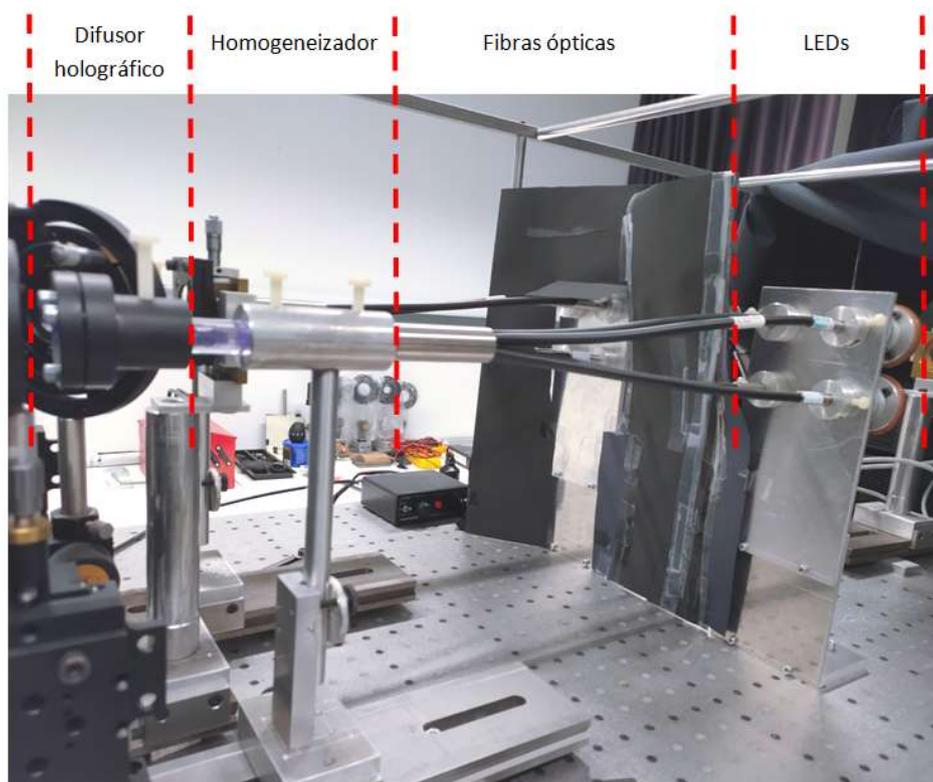
Los cuatro primarios son generados por 4 LEDs cuasi monocromáticos junto con filtros interferenciales. El pico de máxima emisión espectral del conjunto corresponde a los valores de 460, 514, 560 y 660 nm para los LEDs azul, cyan, verde y rojo, respectivamente. Fue necesario acoplar una placa de cobre que actuara como disipador térmico (Watanabe et al., 1992), a la cual el LED correspondiente a cada

primario está adherido mediante una pasta termoconductora que a su vez actuaba como aislante eléctrico (figura 6.6).



**Figura 6.6.** Detalle del LED acoplado a la placa de cobre mediante pasta termoconductora.

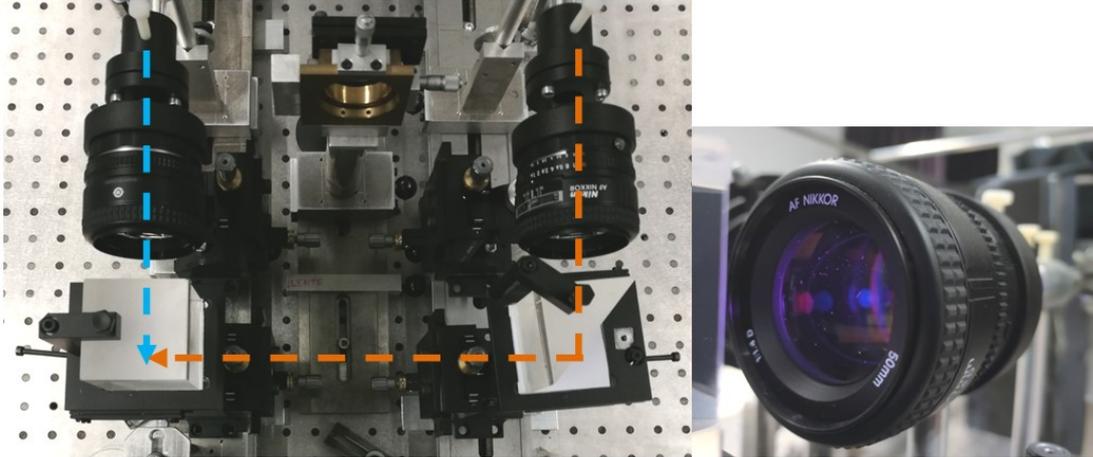
A continuación, en la figura 6.7 se observa como cuatro haces de fibra óptica separados combinan la luz procedente de los cuatro primarios, para ambos haces, en un solo canal central que se acopla a una barra integradora de PMMA transparente con una longitud de 100 mm y que sirve como homogeneizador espacial. Un difusor holográfico termina de combinar la luz procedente de los distintos LEDs.



**Figura 6.7.** Fotografía de los LEDs, los haces de fibra óptica, el homogeneizador espacial y el difusor holográfico del haz de prueba.

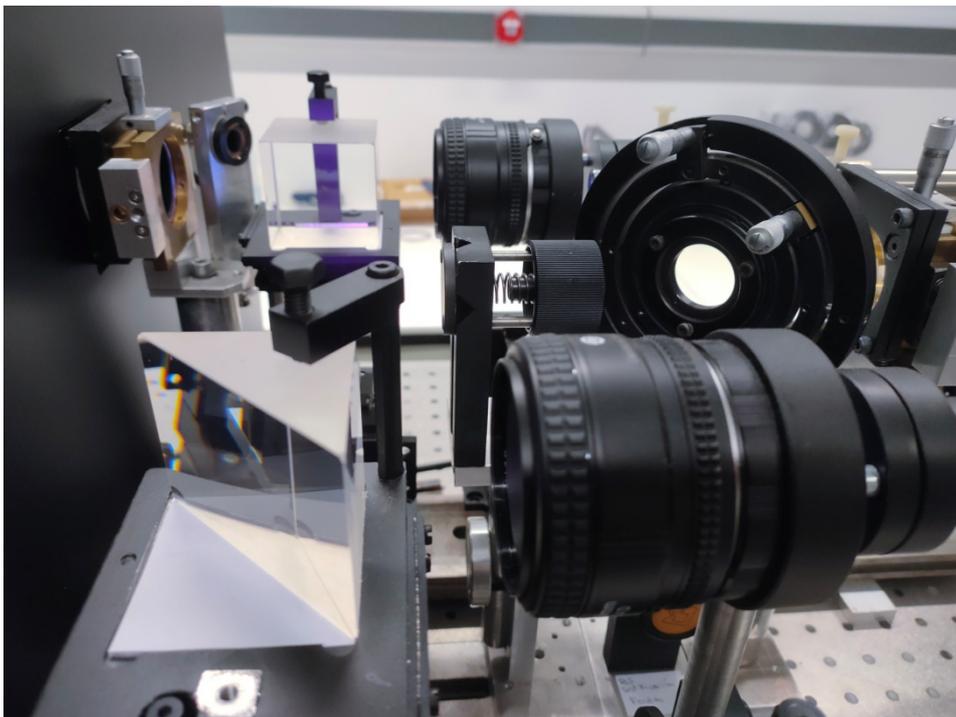
### 6.1.1 Solapamiento de los haces

Los objetivos fotográficos (Nikon 50 mm; f/1.4D) que se observan en la imagen izquierda de la figura 6.8 son los que coliman ambos haces y disminuyen la aberración cromática, a la izquierda el haz de adaptación y a la derecha el haz de prueba. En la imagen derecha se observa el detalle de un objetivo fotográfico.



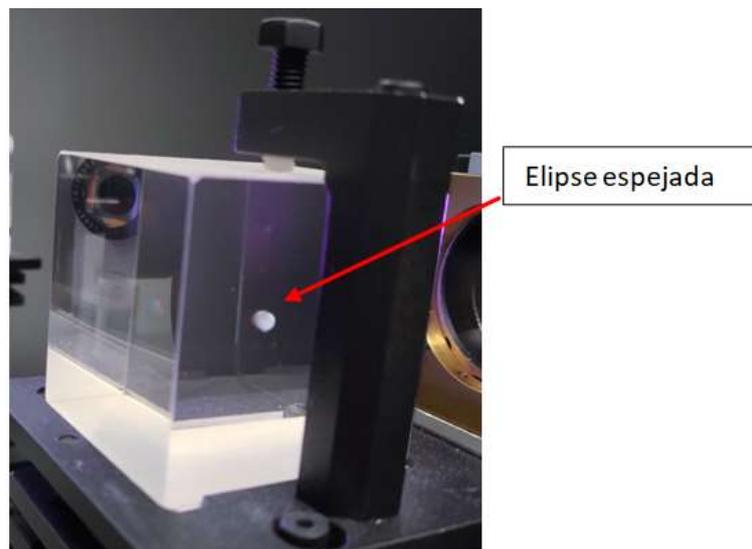
**Figura 6.8.** Izquierda: fotografía de la disposición de los objetivos fotográficos en los haces de adaptación (línea discontinua azul) y prueba (línea discontinua naranja) del dispositivo experimental. Derecha: fotografía del detalle de un objetivo fotográfico.

Como puede observarse en el esquema del dispositivo, los haces de prueba y adaptación son paralelos y un prisma produce una reflexión de  $90^\circ$  del primer haz. La figura 6.9 muestra el prisma en el que se produce dicha reflexión del haz de prueba.



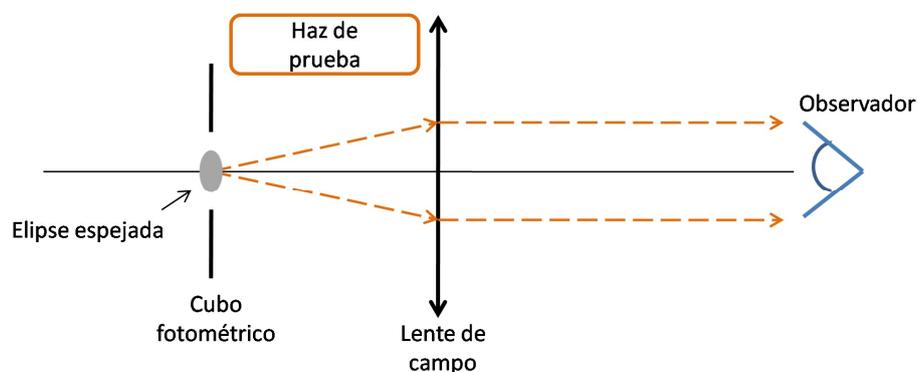
**Figura 6.9.** Fotografía del prisma.

En el haz de adaptación, tras el objetivo se encuentra un cubo fotométrico formado por dos prismas de ángulo recto unidos por su hipotenusa, en la que se encuentra tallada una elipse espejada de 2 x 3 mm. En el caso del haz de prueba, tras la reflexión en el prisma éste incide en la elipse espejada del cubo fotométrico. La luz procedente del haz de adaptación atraviesa directamente el cubo fotométrico, que junto con la lente de campo proporcionan un campo anular de 10°; mientras que la reflexión en la elipse del haz de prueba proporciona la porción central restante con un tamaño angular de 2° que permite obtener la configuración centro-periferia del dispositivo experimental. La figura 6.10 muestra el detalle del cubo fotométrico con la elipse espejada.



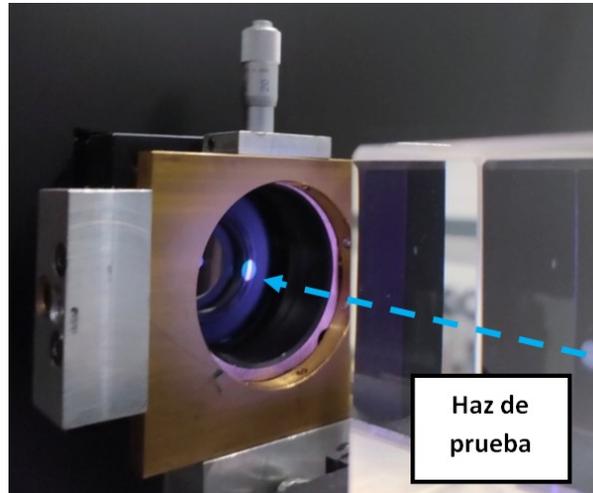
**Figura 6.10.** Fotografía del cubo fotométrico.

La elipse espejada del cubo fotométrico se sitúa en la focal de la lente de campo, permitiendo que la imagen de ambos haces se forme en el infinito óptico, garantizando la relajación de la acomodación durante la realización de las medidas. La figura 6.11 muestra un esquema del trazado de rayos, en este caso del haz de prueba.



**Figura 6.11.** Esquema del trazado de rayos que determina la visión en ausencia de acomodación, en el al haz de prueba.

La lente de campo está constituida por un doblete acromático de 100 mm de focal, alojada dentro de una caja negra. La fotografía 6.12 muestra dicha lente así como su posición respecto al cubo fotométrico.



**Figura 6.12.** Fotografía de la lente de campo y su alojamiento (izquierda) y parte del cubo fotométrico (derecha).

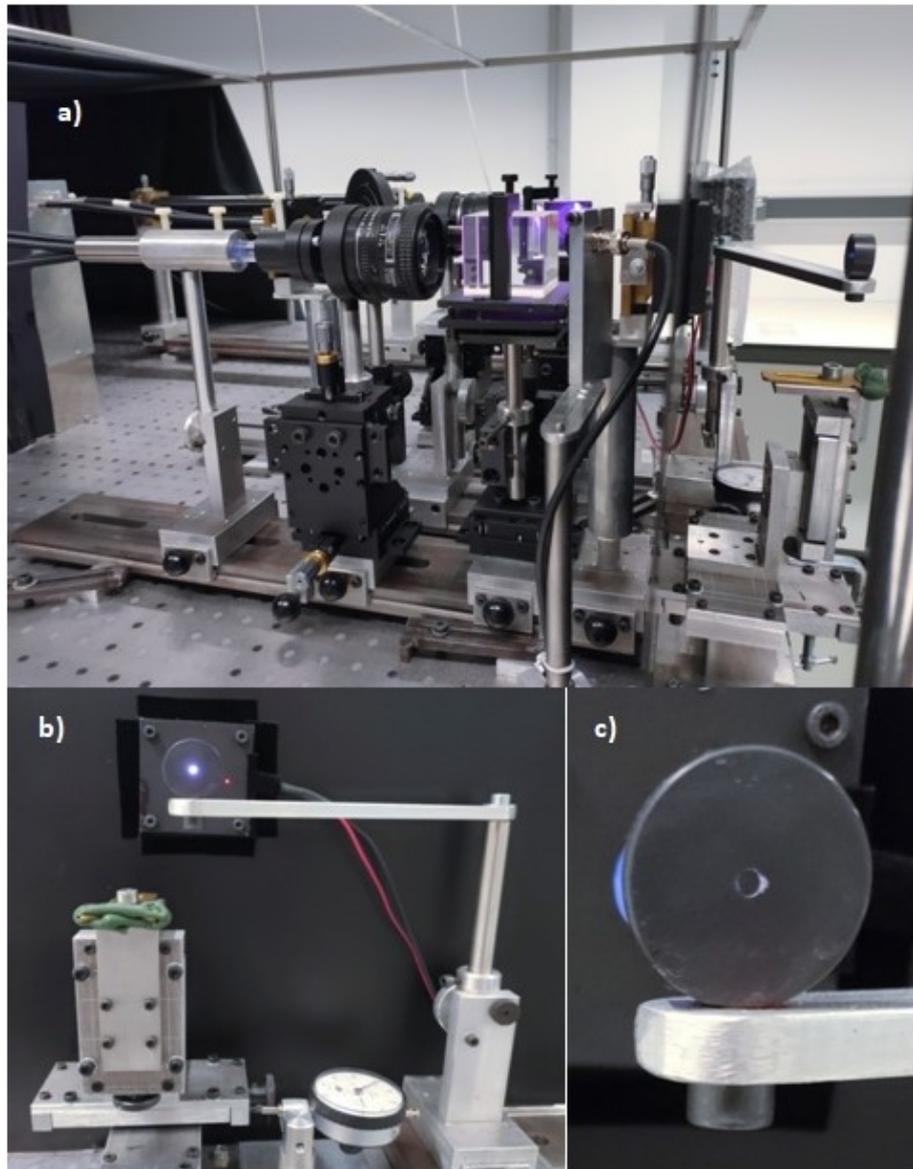
### 6.1.2. Agujero estenopeico

El agujero estenopeico (2 x 2 mm) hace las funciones de pupila de entrada, por lo que es imprescindible que el observador se aproxime lo máximo posible a dicho elemento, motivo por el cual todos los participantes usarán lentes de contacto en los experimentos llevados a cabo con el fotoestimulador. La figura 6.13 muestra el agujero estenopeico y su soporte, cuya disposición en 'L' se hace necesaria para evitar el desplazador sobre el que se coloca el observador.

### 6.1.3 Posición del observador

La posición del observador durante las medidas psicofísicas se mantiene fija sobre un mordedor individual, realizado con una impronta dental, y un desplazador, de iguales características a las del dispositivo experimental utilizado en los capítulos anteriores. El soporte con el mordedor se coloca sobre un desplazador XYZ (figura 6.13b) que permite variar la posición del observador con tres grados de libertad. El objetivo es mantener la estabilidad en la posición del observador y alinear su pupila respecto a la trayectoria de ambos haces, asegurando un correcto centrado.

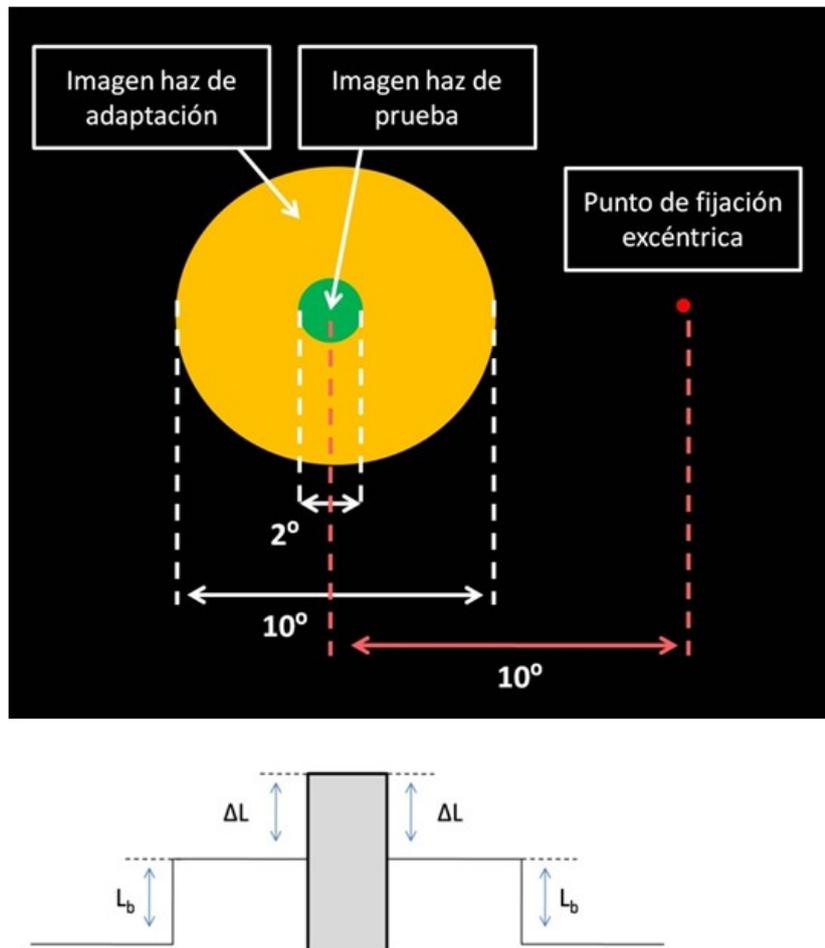
Para alinear al observador es necesario un proceso de auto-centrado en las direcciones XY (horizontal y vertical) consiguiendo que la imagen del haz de prueba se observe concéntrica a la imagen del haz de adaptación, igualmente éste último debe de observarse de forma íntegra. Posteriormente, se desplaza a lo largo del eje Z para situar el ojo del observador lo más cerca posible del agujero estenopeico.



**Figura 6.13.** a) Vista general del dispositivo incluido el agujero estenopeico (margen derecho). b) Fotografía del *agujero estenopeico* y soporte en 'L'. c) Detalle del agujero estenopeico.

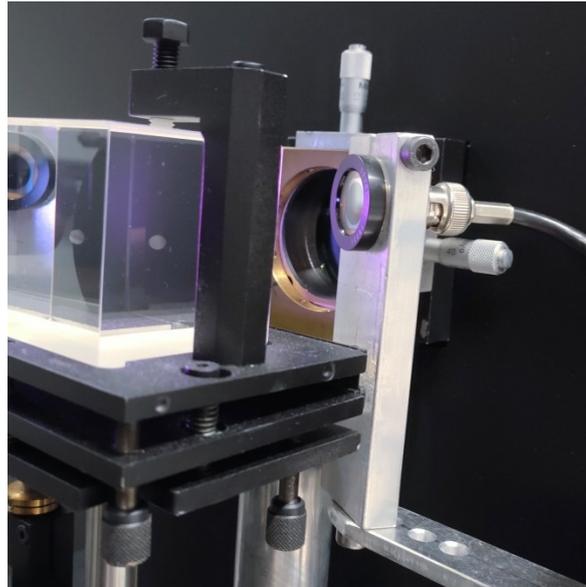
Al realizar las medidas en visión periférica, el giro ocular ocasionado por la fijación excéntrica desplaza la imagen del difusor respecto al centro pupilar, este giro se compensa con un reloj comparador (figura 6.13b) que desplaza dicho centro mediante un movimiento horizontal del observador a lo largo del eje X. Al igual que para el dispositivo experimental del capítulo 2, se calculó el desplazamiento necesario (2 mm) para mantener la posición de la imagen del filamento en el centro de la pupila de entrada del observador, evitando el efecto Stiles-Crawford, para la excentricidad estudiada.

Teniendo en cuenta la disposición de los haces de prueba y adaptación, así como el punto de fijación excéntrica, la figura 6.14 muestra una representación esquemática del conjunto observado por el sujeto.



**Figura 6.14.** Representación esquemática del haz de adaptación, el haz de prueba y el punto de fijación excéntrica observados por el sujeto. En el esquema inferior  $\Delta L$  representa el incremento de la luminancia del estímulo sobre el fondo y  $L_b$  la luminancia del haz de adaptación.

El dispositivo experimental está completamente informatizado. Como ya se ha comentado haciendo referencia a la memoria de trabajos realizados para el desarrollo de un software de control, éste permite un control preciso del nivel de luminancia proporcio) conectado a un osciloscopio (Osc), Figura 6.4). Posteriormente, y con el objetivo de poder llevar a cabo los procesos de calibración, verificación y primeras medidas psicofísicas, el Dr. Mar modificó el software incluyendo parámetros para la medida automática de la luminancia, la posibilidad de modificar los tiempos de exposición del estímulo o de registrar la señal obtenida con un pulsador para la medida del TRV.



**Figura 6.15.** Fotodiodo, situado entre el cubo fotométrico y la lente de campo.

## 6.2. Calibración física

Tras el alineamiento de los distintos elementos del fotoestimulador descritos anteriormente, se ha realizado la calibración física de los LEDs, comprobando su estabilidad temporal y linealidad en el rango de luminancias deseado, una vez incluidos en el dispositivo experimental. La calibración física de los LEDs se llevó a cabo simultáneamente con dos detectores, un luminancímetro portátil (LMT Digital luminance Meters Series L 1000) y un fotodiodo conectado al software del dispositivo colocado entre la lente de campo y el observador. El empleo conjunto de ambos detectores y la correlación de sus valores son necesarios, ya que el luminancímetro se sitúa en la misma posición del observador, lo que hace imposible la medida diaria de la luminancia con dicho dispositivo y las calibraciones periódicas que son llevadas a cabo. De este modo, una vez establecida una relación entre ambos, solo el fotodiodo permanecerá fijo en el dispositivo experimental, permitiendo comprobar y realizar ajustes posteriores cuando se desee. Con este fin se estableció una relación entre los valores de intensidad registrados por el fotodiodo y los de luminancia registrados por el luminancímetro, para de esta manera poder realizar cualquier calibración posterior con el primero. Además, frente a una posible variación en la intensidad de corriente (por un posible efecto de la temperatura, por fluctuaciones de la corriente, etc.), y por tanto en la luminancia del LED, el fotodiodo es capaz de registrar cualquier cambio en la luminancia y el software reajusta el ancho de pulso para obtener nuevamente la luminancia en un principio establecida. Previo a la medida de la relación entre el fotodiodo y el luminancímetro, se calibró este último mediante medidas comparativas de luminancias entre el luminancímetro portátil y el luminancímetro Spectra Pritchard

descrito en el capítulo 2. Este había sido calibrado, recientemente, por el Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) en Madrid. En un rango de luminancias entre 0.01 y 460  $\text{cd/m}^2$  se obtuvo un coeficiente de determinación de  $R^2 = 0.99$  al representar los valores proporcionados por ambos detectores.

Para medir tanto la estabilidad como la linealidad de los LEDs se usó una fuente de alimentación con una tensión de 9 V, valor medio de voltaje máximo tolerado por el LED; además, permite que el rango de luminancias emitido por el LED se encuentre en su mayoría dentro del rango mesópico. Por consiguiente, se exponen los procedimientos y resultados obtenidos tras la medida de la estabilidad y linealidad de los LEDs de ambos haces del fotoestimulador.

### 6.2.1 Medida de estabilidad

La estabilidad la determina la emisión de los LEDs, que a su vez depende de la corriente eléctrica suministrada por la fuente de alimentación y la temperatura de los LEDs. La influencia de ambos factores en los LEDs es pequeña, como ya se determinó previamente, e inferior al 1%. Para esta medida, se emplearon ambos sistemas de detección descritos durante un periodo de tiempo de 50 minutos con la intensidad máxima de los LEDs.

Con el luminancímetro se realizaron tres medidas, al inicio, punto medio y final del tiempo de encendido (0, 25 y 50 minutos) de los LEDs. La tabla 6.1 muestra los valores de luminancia obtenidos para los distintos LEDs en ambos haces.

| Luminancia ( $\text{cd/m}^2$ ) |       |        |       |       |
|--------------------------------|-------|--------|-------|-------|
| ADAPTA                         | AZUL  | CYAN   | VERDE | ROJO  |
| <i>Inicio</i>                  | 4.12  | 112.10 | 37.70 | 10.80 |
| <i>Intermedio</i>              | 4.11  | 112.10 | 38.00 | 10.90 |
| <i>Final</i>                   | 4.11  | 112.10 | 38.00 | 10.90 |
| PRUEBA                         |       |        |       |       |
| PRUEBA                         | AZUL  | CYAN   | VERDE | ROJO  |
| <i>Inicio</i>                  | 10.20 | 6.50   | 10.00 | 31.00 |
| <i>Intermedio</i>              | 10.20 | 6.50   | 10.00 | 31.00 |
| <i>Final</i>                   | 10.20 | 6.50   | 10.00 | 31.00 |

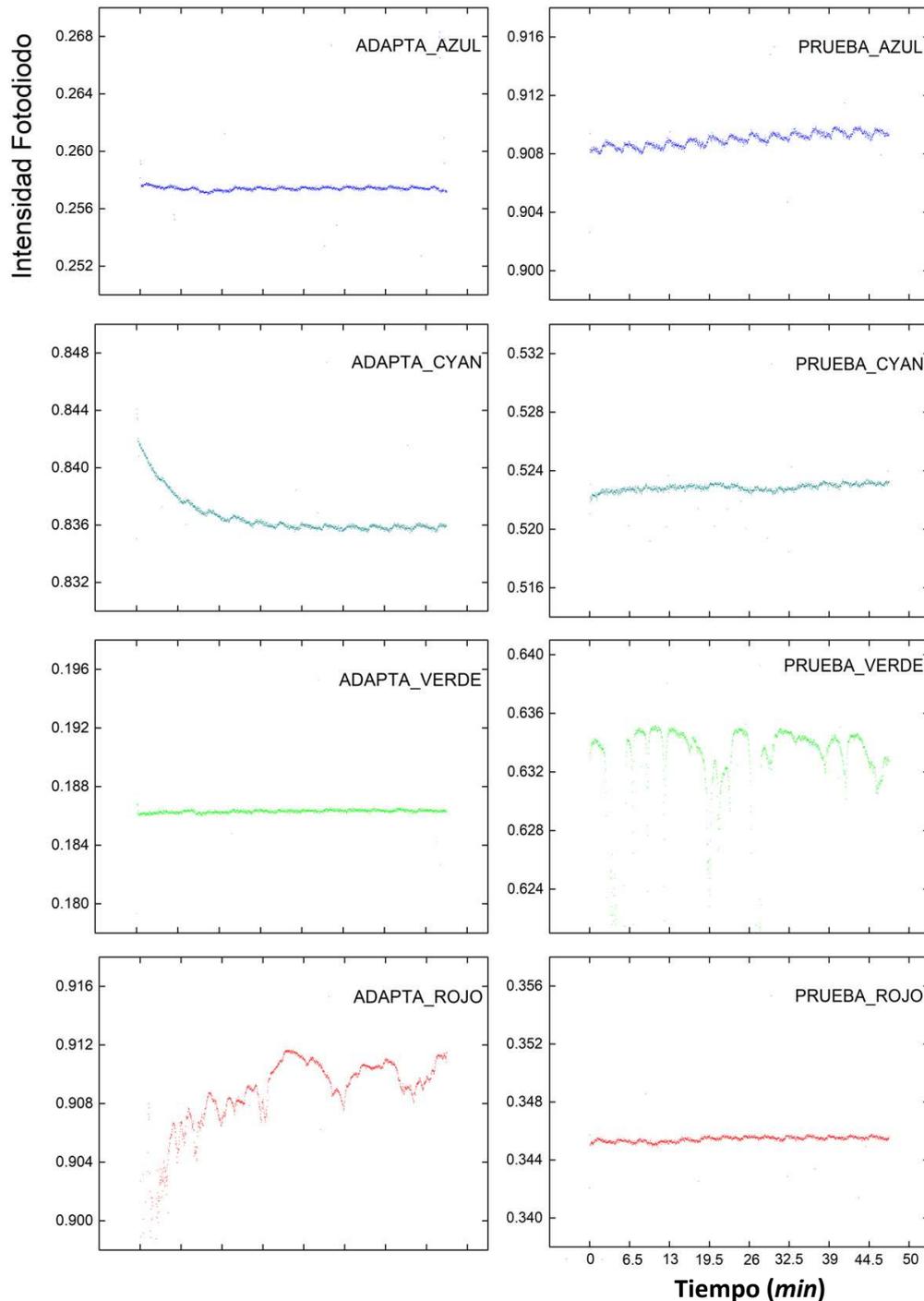
**Tabla 6.1.** Valores de luminancia ( $\text{cd/m}^2$ ) obtenidos al inicio, punto medio y final de la medida de estabilidad de los 8 LEDs.

En el haz de prueba, no se han obtenido variaciones en la luminancia a lo largo del tiempo de medida para ninguno de los LEDs. Sin embargo, en el haz de adaptación existen mínimas diferencias entre los valores obtenidos al comienzo y al 50% del

proceso de medida, estabilizándose al final de la misma, siendo la diferencia máxima encontrada del 3.44% para el LED cian.

Con el fotodiodo, tras una medida inicial de oscuridad durante 20 segundos, se realizaron medidas individuales de cada LED de forma continua con una duración de 2 s, en intervalos de 2 s y con una duración total de 50 minutos.

La figura 6.16 muestra la evolución temporal de la emisión de los LEDs o derivas.



**Figura 6.16.** Resultados de la medida de estabilidad para los 8 LEDs. Valores registrados por el fotodiodo.

En los primeros minutos de encendido se observan variaciones en la intensidad registrada por el fotodiodo para los LEDs cyan y rojo del haz de adaptación y para el LED verde del haz de prueba; similar a lo que observamos con el luminancímetro. Sin embargo, estas fluctuaciones son mínimas y, considerando la evolución de la luminancia, puede decirse que se consigue la estabilidad en la emisión de los LEDs prácticamente desde el momento de encendido, como puede observarse en la tabla 6.1. En términos de intensidad registrada por el fotodiodo, las diferencias entre los valores máximos y mínimos registrados no superan el 4%.

|           | Haz de Adaptación |       |       |      | Haz de Prueba |       |       |       |
|-----------|-------------------|-------|-------|------|---------------|-------|-------|-------|
|           | Rojo              | Verde | Cyan  | Azul | Rojo          | Verde | Cyan  | Azul  |
| Valor Máx | 0.91              | 0.19  | 0.84  | 0.26 | 0.35          | 0.63  | 0.52  | 0.91  |
| Valor Mín | 0.89              | 0.18  | 0.83  | 0.26 | 0.34          | 0.62  | 0.51  | 0.90  |
| Dif (%)   | 2.19%             | 3.96% | 0.10% | 0.37 | 1.03%         | 1.83% | 2.36% | 0.74% |

**Tabla 6.2.** Valores máximos y mínimos registrados por el fotodiodo para los 8 LEDs del fotoestimulador, correspondientes al haz de adaptación y de prueba. Se incluye la diferencia entre dichos valores en porcentaje (%).

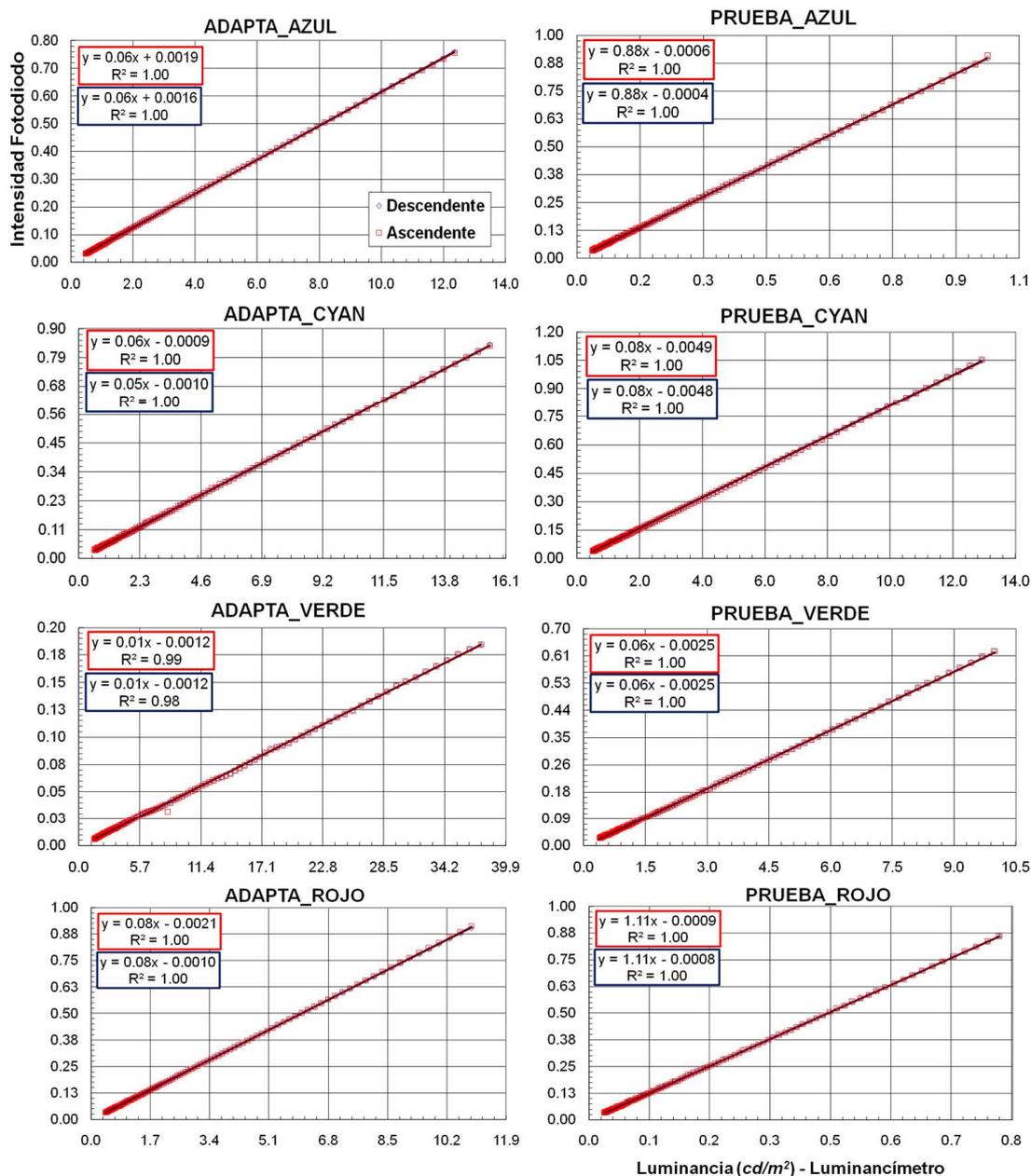
Por lo tanto, no es necesario un periodo de encendido previo como en el caso de los iluminantes tradicionales empleados en los capítulos previos de esta tesis.

### 6.2.2 Medida de linealidad

En cuanto a la linealidad, si consideramos dos medidas consecutivas de manera que la corriente suministrada por la fuente y la temperatura del LED sea constante, la linealidad es extraordinariamente alta, de hecho es tan alta que no se disponía de instrumentos que permitieran medirla. Este valor es el que justifica la calidad óptica del dispositivo experimental, el hecho de poder trabajar en un rango de 4 órdenes de magnitud sin la necesidad de filtros de densidad neutra. Por lo tanto, se midió la linealidad de la intensidad emitida por los LEDs en el rango de iluminación mesópico. Esta medida también nos permite analizar la influencia de la temperatura en la emisión de los LEDs, para lo que la linealidad se mide tanto en orden ascendente como descendente.

Con el luminancímetro se realizaron 220 medidas, 110 en orden ascendente y 110 en orden descendente con cambios en la intensidad de emisión del 0.03%.

En el caso del fotodiodo, tras una medida inicial de oscuridad durante 20 segundos, se realizó la medida individual de los 8 LEDs de forma sucesiva. Cada medida individual tiene una duración de 50 minutos, realizando un total de 220 medidas, 110 en orden ascendente y 110 en orden descendente también con cambios en la intensidad de emisión del 0.03% y con 2 segundos entre medidas individuales. La figura 6.17 representa la relación entre los valores de intensidad registrados por el fotodiodo y los valores de luminancia obtenidos por el luminancímetro, tanto para la medida ascendente como descendente. La ordenada en el origen corresponde al valor de oscuridad medido por el fotodiodo.



**Figura 6.17.** Resultados de la medida de linealidad para los 8 LEDs. Se representa la medida ascendente y descendente, junto con el coeficiente de determinación y la ecuación obtenida tras el ajuste lineal de los conjuntos de datos.

De los resultados obtenidos puede concluirse que existe una alta linealidad para todos los LEDs del dispositivo, como puede observarse por los valores de los coeficientes de determinación, son próximos o iguales a la unidad; estos valores se mantienen incluso para bajas luminancias, correspondientes al rango mesópico analizado en los trabajos de esta tesis. Además, no se observa un efecto de la temperatura en la intensidad registrada por el fotodiodo, al comparar los ajustes en las medidas ascendente y descendente.

Una vez establecida la relación entre ambos detectores, se puede retirar el luminancímetro al haber asignado un valor de luminancia a cada valor de intensidad del fotodiodo.

### 6.2.3 Brightness matching

Al medir la luminancia del haz de adaptación se observa que debido a su configuración anular no permite la medida de la luminancia con el luminancímetro en eje. Por lo que el valor de luminancia de dicho haz no puede considerarse válido y se percibe como no uniforme. Para igualar en términos de brillo ambos haces, es necesario aplicar el método psicofísico conocido como *brightness matching* (igualación de brillo). Este procedimiento psicofísico permite igualar dos estímulos que subjetivamente difieren en su brillo (Kingdom et al., 2016). De esta forma se igualará, en términos subjetivos, ambos haces del fotoestimulador, partiendo de la medida de luminancia de la prueba cuya medida en eje si es posible y por tanto constituye una medida fiable de luminancia. La realización de este método psicofísico supuso la primera medida experimental realizada con el dispositivo, que se explicará a continuación.

Las medidas se llevaron a cabo por 3 de los miembros del equipo de investigación con amplia experiencia en procedimientos psicofísicos, tanto en fóvea como en visión excéntrica ( $10^\circ$  de excentricidad retiniana temporal). Ningún sujeto presenta patología ocular o historia previa. Las medidas se realizan de forma monocular en el ojo derecho, en el caso de sujetos amétropes usando como compensación óptica una lente de contacto cuya potencia corresponde a la refracción que permite la máxima agudeza visual de dicho ojo. Se centró al observador con el desplazador XYZ. Para un correcto centrado de la medida foveal el sujeto tiene que ver ambos haces concéntricos y perfectamente centrados situándose lo más cerca posible del agujero estenopeico. Para las medidas en visión excéntrica, una vez centrado fovealmente, se procedió a desplazar el soporte XYZ con el reloj comparador para la correcta visualización del punto de fijación excéntrica y de ambos haces concéntricamente. Antes de comenzar con las medidas, el sujeto se adapta durante 30 minutos a la oscuridad y posteriormente, durante 3 minutos a cada valor de luminancia de fondo (desde  $0.01$  hasta  $15 \text{ cd/m}^2$ ) definido para cada uno de los LEDs. El punto de partida del procedimiento consiste en presentar ambos haces con el mismo valor de luminancia en eje para el haz de prueba y fuera de eje para el haz de campo de adaptación. Tras el

periodo de adaptación a la luz y haciendo uso de un teclado alfanumérico portátil con una marca táctil, necesaria dado que las medidas se realizan en oscuridad, el sujeto aumenta o reduce la luminancia del campo de adaptación hasta percibir subjetivamente ambos haces de forma uniforme, homogénea y sin diferenciación. Este proceso se realiza tanto en visión foveal como excéntrica. La tabla 6.3 representa los valores de luminancia en los que se aplicó el método presentado, así como el valor de luminancia final del campo de adaptación junto con el cociente entre ambos.

|   | Haz de Adaptación Visión Foveal     |          |              |          |              |          |              |          |
|---|-------------------------------------|----------|--------------|----------|--------------|----------|--------------|----------|
|   | Rojo                                |          | Verde        |          | Cyan         |          | Azul         |          |
| $L_u$ PRUEBA ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) | $L_u$ ADAPTA                        | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente |
| 0.01                                    | 0.02                                | 0.48     | 0.02         | 0.46     | 0.02         | 0.44     | 0.02         | 0.56     |
| 0.1                                     | 0.21                                | 0.48     | 0.22         | 0.46     | 0.23         | 0.44     | 0.18         | 0.56     |
| 0.5                                     | 1.04                                | 0.48     | 1.09         | 0.46     | 1.09         | 0.46     | 0.94         | 0.53     |
| 1                                       | 2.06                                | 0.49     | 2.16         | 0.46     | 2.16         | 0.46     | 1.87         | 0.54     |
| 5                                       | 10.81                               | 0.46     | 10.92        | 0.46     | 10.82        | 0.46     | 9.35         | 0.54     |
| 10                                      | 20.59                               | 0.49     | 21.61        | 0.46     | 22.94        | 0.44     | -            | -        |
| 15                                      | 30.43                               | 0.49     | -            | -        | -            | -        | -            | -        |
|   | PROMEDIO                            | 0.49     | PROMEDIO     | 0.46     | PROMEDIO     | 0.45     | PROMEDIO     | 0.54     |
|   | Haz de Adaptación Visión Excéntrica |          |              |          |              |          |              |          |
|   | Rojo                                |          | Verde        |          | Cyan         |          | Azul         |          |
| $L_u$ PRUEBA ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) | $L_u$ ADAPTA                        | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente | $L_u$ ADAPTA | Cociente |
| 0.01                                    | 0.02                                | 0.46     | 0.02         | 0.46     | 0.02         | 0.46     | 0.02         | 0.55     |
| 0.1                                     | 0.21                                | 0.49     | 0.21         | 0.48     | 0.22         | 0.46     | 0.18         | 0.56     |
| 0.5                                     | 1.04                                | 0.48     | 1.04         | 0.48     | 1.09         | 0.46     | 0.90         | 0.56     |
| 1                                       | 2.06                                | 0.49     | 2.16         | 0.46     | 2.18         | 0.46     | 1.84         | 0.54     |
| 5                                       | 10.30                               | 0.49     | 11.35        | 0.44     | 11.36        | 0.44     | 8.93         | 0.56     |
| 10                                      | 20.38                               | 0.49     | 20.94        | 0.48     | 21.83        | 0.46     | -            | -        |
| 15                                      | 29.54                               | 0.51     | -            | -        | -            | -        | -            | -        |
|   | PROMEDIO                            | 0.49     | PROMEDIO     | 0.46     | PROMEDIO     | 0.46     | PROMEDIO     | 0.56     |

**Tabla 6.3.** Valores de luminancia ( $L_u$ ) ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) empleados en el método de *brightness matching*. Se detallan los valores de luminancia ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) del campo de adaptación obtenidos tras el procedimiento, así como el cociente entre ambos valores de luminancia.

Debido al límite máximo de luminancia de algunos de los LEDs del dispositivo, no fue posible aplicar el procedimiento de *brightness matching* en aquellos LEDs con un valor de luminancia máxima inferior a 10 o 15  $\text{cd}/\text{m}^2$ . En la tabla 6.4 se observa que el cociente obtenido para cada LED individual es independiente de la luminancia, al igual que de la excentricidad. El valor promedio del cociente es utilizado por el software para modificar el valor de luminancia proporcionado por el haz del campo de adaptación. De esta forma, para un mismo valor de luminancia de ambos haces, el software aplica este promedio o factor a la luminancia proporcionada por los LEDs del campo de adaptación.

### 6.3. Verificación del dispositivo experimental

Para verificar el dispositivo experimental desde el punto de vista psicofísico se han reproducido leyes psicofísicas básicas, como las leyes de Weber y Piéron, mediante la medida del CU y el TRV, respectivamente. Además, se mide el TRV bajo las condiciones experimentales propuestas por Viikari et al. (2006) para comprobar que los resultados

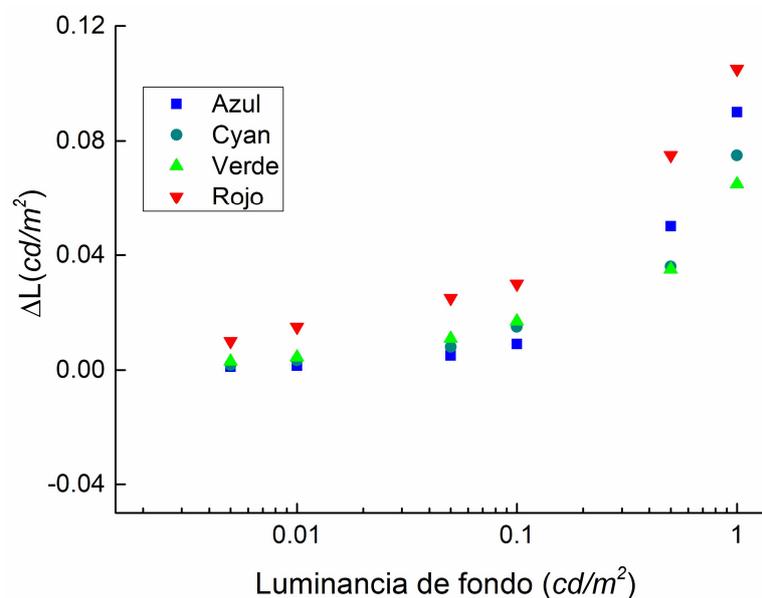
están en la misma línea. En los dos primeros casos, la ley de Weber y Piéron son seleccionadas como vía de verificación por ser las tareas visuales que representan las empleadas para estudiar el rendimiento visual en esta tesis doctoral. En cuanto al trabajo de Viikari et al. (2006), la medida del TRV bajo fuentes de luz LED cuasi-monocromáticas justifica la elección de este estudio como un importante punto de partida.

### 6.3.1 Ley de Weber

Como ya se describió en el apartado 1.1.3.2.2 del marco teórico, la ley de Weber establece que el umbral de la magnitud perceptual es proporcional al valor de esa magnitud a la cual el sistema está adaptado.

Para llevar a cabo la reproducción de la ley de Weber, se midió el CU para un sujeto experimentado ocularmente sano. Tras 30 minutos de adaptación a la oscuridad y 3 minutos posteriores de adaptación a la luminancia de fondo correspondiente, se obtuvo el CU monocular a  $10^0$  de excentricidad retiniana temporal con cada uno de los 4 LEDs por separado. Se empleó el método de límites para un tiempo de exposición del estímulo de 40 ms y 7 valores de luminancia de fondo (0,005; 0,01; 0,05; 0,1; 0,5; 1 y 5  $\text{cd}/\text{m}^2$ ).

La figura 6.18 representa el promedio del incremento umbral ( $\Delta L$ ) en función de la luminancia de fondo en escala logarítmica.



**Figura 6.18.** Incremento umbral de luminancia en función de la luminancia de fondo para los 4 LEDs. De los resultados obtenidos puede deducirse que la medida del CU en función de la luminancia de fondo se ajusta a la relación establecida por la ley de Weber. Al incrementarse la luminancia de fondo, el CU aumenta de forma semejante para los distintos LEDs. Sin embargo, en estas condiciones de medida, bajas luminancias y

visión excéntrica, se observa como el CU para el LED azul es inferior al obtenido por el LED rojo. Este hallazgo encuentra su justificación en el efecto Purkinje descrito previamente.

### 6.3.2 Ley de Piéron

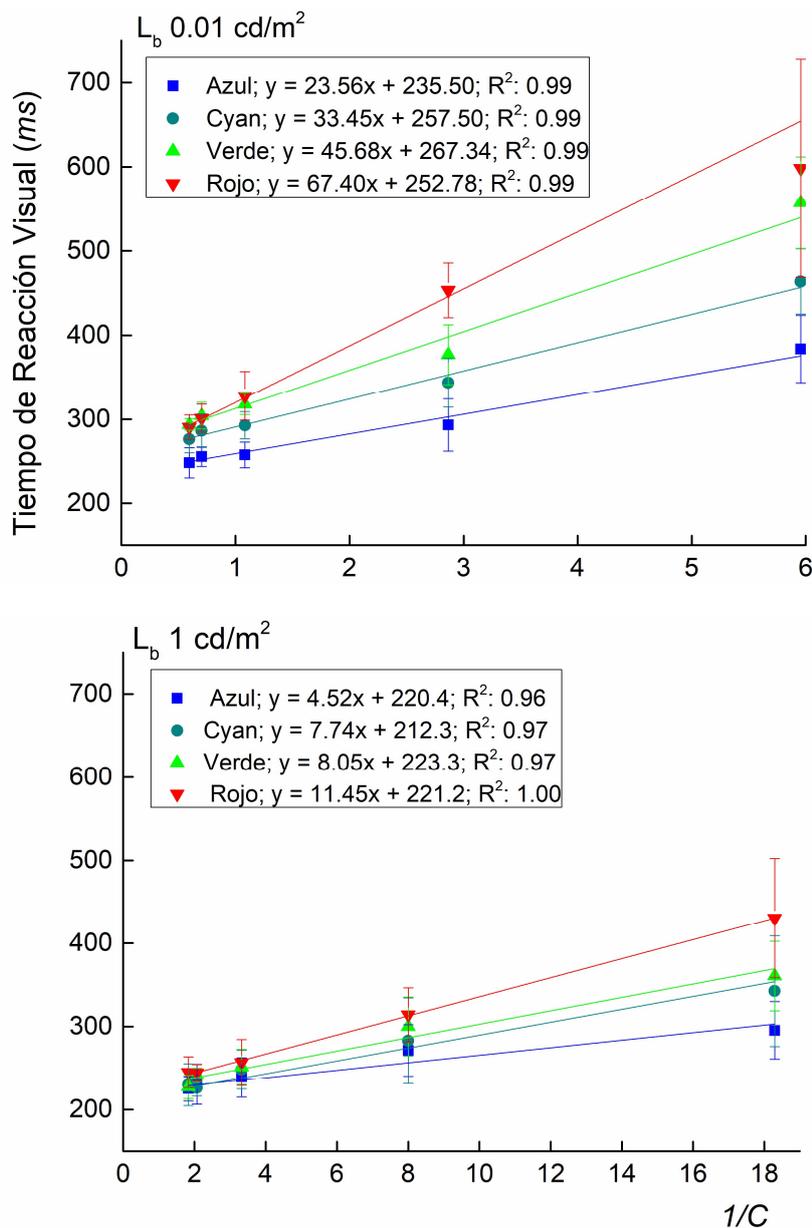
Como ya se describió en el apartado 1.1.3.2.3 del marco teórico, la ley de Piéron define la relación inversa existente entre el TRV y la intensidad del estímulo.

Para llevar a cabo la reproducción de la ley de Piéron, se midió el TRV para un sujeto experimentado ocularmente sano. Tras 30 minutos de adaptación a la oscuridad y 3 minutos posteriores de adaptación a la luminancia de fondo correspondiente, se midió el TRV monocular a  $10^\circ$  de excentricidad retiniana temporal con los 4 LEDs de forma individual. Se empleó un tiempo de exposición del estímulo de 500 ms y 2 valores de luminancia de fondo (0.01; 1  $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Para ambas luminancias, los contrastes empleados se definieron a partir del CU más alto obtenido con los 4 LEDs, definiéndose un total de 5 contrastes, presentado 20 veces cada uno de forma aleatorizada mediante el método de estímulos simples.

La figura 6.19 representa los resultados de TRV en función de la inversa del contraste para las dos luminancias de fondo (izquierda: 0.01  $\text{cd}/\text{m}^2$ ; derecha: 1  $\text{cd}/\text{m}^2$ ) proporcionadas por los 4 LEDs. Las barras de error corresponden a la desviación estándar del conjunto de valores para cada contraste. Se representan las ecuaciones de ajuste lineal y los coeficientes de determinación.

De la comparación de los gráficos puede deducirse un efecto significativo de la luminancia de fondo. Los resultados de TRV son menores para una luminancia de 1  $\text{cd}/\text{m}^2$ , en comparación con 0.01  $\text{cd}/\text{m}^2$ ; siendo la influencia de la luminancia más notable al comparar los resultados obtenidos para los contrastes más bajos. En cuanto al efecto de la SPD de los LEDs, se observa que para una luminancia de fondo de 0.01  $\text{cd}/\text{m}^2$  los valores de TRV disminuyen a medida que el pico de emisión del LED se aproxima a las longitudes de onda corta. Con valores más bajos para el LED azul que para el LED rojo. El mismo efecto, aunque menos notable, se observa para una luminancia de fondo de 1  $\text{cd}/\text{m}^2$ . Por último, el efecto del contraste es visible en ambas luminancias. Al incrementarse el contraste, o disminuir  $1/C$ , disminuye el TRV. Esto se debe a que para valores de contraste bajos, el TRV presenta un alto componente visual; mientras que para valores altos, el componente visual disminuye y el TRV se debe principalmente al componente motor.

Puede concluirse que el dispositivo experimental ha permitido reproducir fielmente la ley de Piéron. El nivel de fiabilidad es alto dada la proximidad de los coeficientes de determinación a la unidad en todas las condiciones experimentales.



**Figura 6.19.** Promedio del TRV en función del contraste para dos luminancias de fondo ( $0.01$  y  $1 \text{ cd/m}^2$ ) y 4 LEDs. Las barras de error representan la desviación estándar para cada valor de contraste. Se representan las ecuaciones de ajuste lineal y los coeficientes de determinación.

### 6.3.3 Reproducción del experimento de Viikari et al. (2006)

Para completar la verificación del dispositivo experimental, además de la comprobación de las leyes de Weber y de Piéron, se incluyó la comparativa con el experimento realizado por Viikari et al. (2006) con título 'Comparative study of two visual performance based mesopic models based on reaction time and contrast threshold data.' En su trabajo, analizan el TRV en visión excéntrica para distintos contrastes y dos luminancias de fondo mesópicas ( $0.1$  y  $1 \text{ cd/m}^2$ ) proporcionadas por 4 fuentes de luz LED monocromáticas (azul, ámbar, verde y rojo). Estas, entre otras

condiciones que se detallan a continuación, son fácilmente reproducibles por el fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios.

Para llevar a cabo la reproducción del experimento se midió el TRV para un sujeto experimentado ocularmente sano. Tras 10 minutos de adaptación a la oscuridad y 5 minutos posteriores de adaptación a la luminancia de fondo correspondiente, se midió el TRV monocular a  $10^{\circ}$  de excentricidad retiniana temporal con 3 LEDs de forma individual. Se emplearon dos contrastes (C: 0.1 y 0.15 para  $L_b$  0.1  $\text{cd/m}^2$ ; C: 0.05 y 0.1 para  $L_b$  1  $\text{cd/m}^2$ ) por luminancia de fondo. El tamaño y tiempo de exposición del estímulo fueron de  $2^{\circ}$  y 1000 ms, respectivamente. Se realizaron 24 medidas por condición, con un total de 12 condiciones (4 contrastes x 3 LEDs). Tras la realización de la medida, se eliminaron valores de TRV < 100 ms y > 800 ms, por considerar que pueden ser debidos a pérdida de atención o parpadeo.

Aunque las medidas de su experimento se realizaron en 5 sujetos jóvenes, en este trabajo solo se llevó a cabo en un sujeto. Además, como se ha mencionado anteriormente, solo se realizaron las medidas con 3 LEDs, ya que el experimento de Viikari et al. (2006) emplea un LED ámbar. En la tabla 6.4 se representan las características espectrales de los LEDs del fotoestimulador y el experimento de Viikari.

|       | $\lambda$ (nm) fotoestim. | $\lambda$ (nm) Viikari (2006) | ratio-S/P fotoestim. | ratio-S/P Viikari (2006) |
|-------|---------------------------|-------------------------------|----------------------|--------------------------|
| Azul  | 460                       | 468                           | 23.52                | 13.90                    |
| Verde | 560                       | 530                           | 0.82                 | 2.09                     |
| Rojo  | 668                       | 630                           | 0.01                 | 0.04                     |

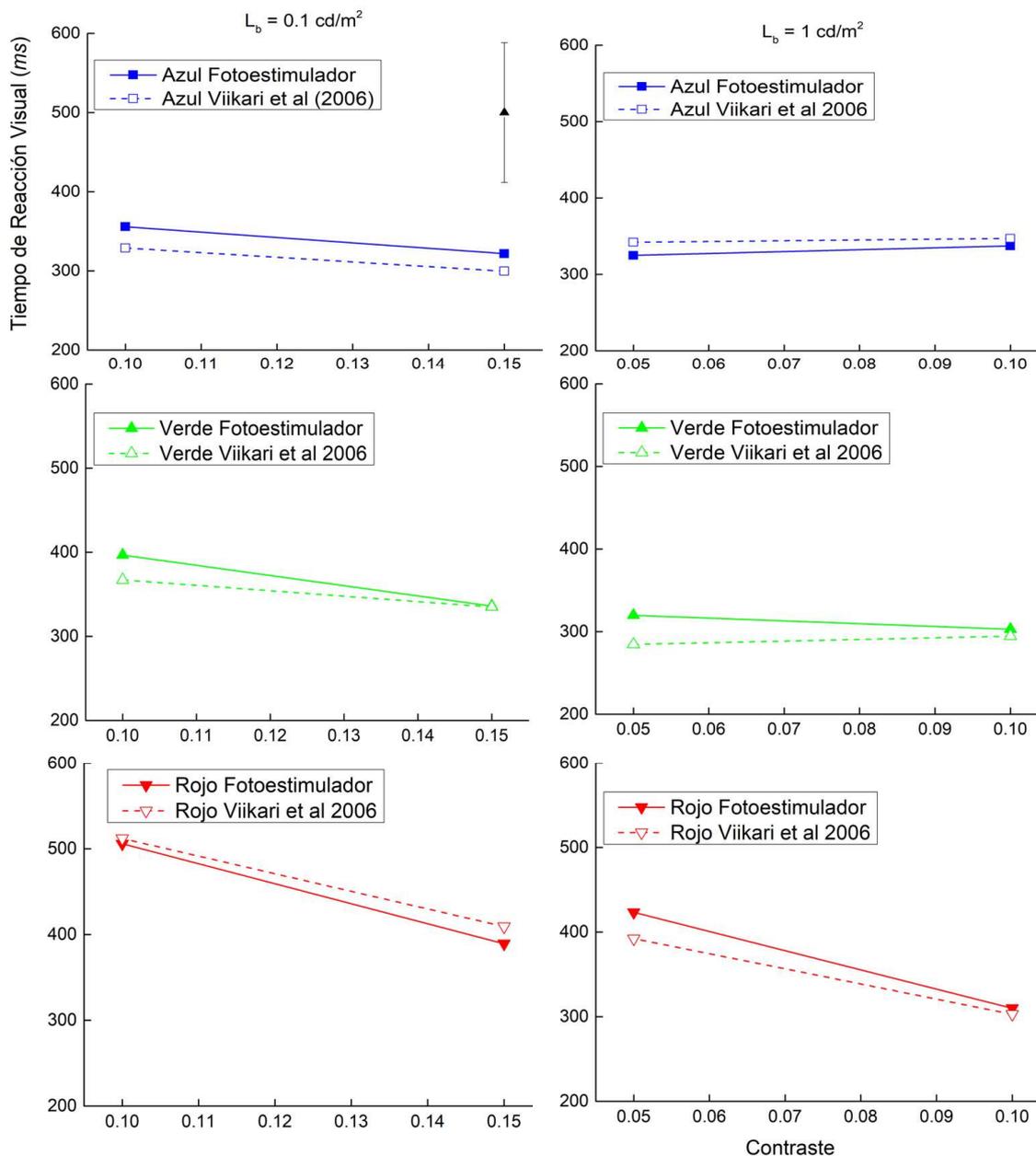
**Tabla 6.4.** Pico de máxima emisión espectral y ratio S/P de los LEDs empleados por Viikari et al. (2006) comparados con los del fotoestimulador.

La diferencia máxima en la posición del pico de máxima emisión espectral de los LEDs empleados en ambos experimentos es de 38 nm, en el LED rojo. Estas pequeñas diferencias explican los distintos ratios-S/P.

La figura 6.20 muestra la comparativa entre los resultados de TRV obtenidos en nuestro fotoestimulador y los obtenidos por Viikari et al. (2006), en función del LED (azul, verde y rojo) y la luminancia de fondo (0.1 y 1  $\text{cd/m}^2$ ). La tabla 6.5 muestra las diferencias en porcentaje entre los resultados de TRV obtenidos en milisegundos obtenidos en ambos experimentos.

| Diferencia en porcentaje entre valores de ambos experimentos |                           |         |                         |        |
|--|---------------------------|---------|-------------------------|--------|
|  | $L_b$ 0.1 $\text{cd/m}^2$ |         | $L_b$ 1 $\text{cd/m}^2$ |        |
|  | C: 0.1                    | C: 0.15 | C: 0.05                 | C: 0.1 |
| Azul   | 7.54                      | 6.89    | 5.29                    | 2.87   |
| Verde  | 7.43                      | 0.35    | 11.00                   | 2.78   |
| Rojo   | 1.22                      | 5.16    | 7.34                    | 2.25   |

**Tabla 6.5.** Diferencias en porcentaje entre los valores de TRV obtenidos con el fotoestimulador y el experimento de Viikari et al. (2006), en función del tipo de LED, la luminancia de fondo y el contraste.



**Figura 6.20.** Promedio del TRV en función del contraste y el tipo de LED para dos luminancias de fondo ( $0.1$  y  $1 \text{ cd/m}^2$ ). La barra de error representada en el gráfico 'Azul  $0,1 \text{ cd/m}^2$ ' corresponde a la desviación estándar más alta obtenida en las medidas realizadas en el fotoestimulador.

Es muy relevante y hay que resaltar la similitud entre los resultados de Viikari et al. (2006) y los nuestros, independientemente del tipo de LED y las condiciones experimentales. En la tabla 6.5 la diferencia máxima observada es del 11%, correspondiente a un valor de 35 ms e inferior a la desviación estándar de las medidas obtenidas con el fotoestimulador y representada en la figura 6.20. En cuanto al efecto de la SPD, independientemente de la luminancia de fondo el TRV disminuye al incrementarse la emisión en longitudes de onda corta del LED. Además, se observa un

efecto de la luminancia de fondo para las medidas realizadas con los 3 LEDs. Por último, aunque menos notable, se aprecia un efecto del contraste en los valores; siendo estos menores al incrementarse el contraste.

Nuestro dispositivo experimental reproduce con éxito dos leyes psicofísicas básicas y un experimento realizado con LEDs, con resultados óptimos fundamentados en la fisiología y la psicofísica. Consolidándose así su correcto funcionamiento y capacidad para realizar medidas de carácter psicofísico.

Tras lo expuesto en este capítulo, se han llevado a cabo los primeros experimentos psicofísicos con sujetos jóvenes en el fotoestimulador. Los resultados de estos trabajos se recogen en las memorias de los TFGs de Dña. María García Güemez y Dña. Ángela María Sáez Gutiérrez. En resumen, su objetivo fue determinar las características de los iluminantes LED de uso vial que proporcionan un mejor rendimiento visual, en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica. Se analizó la influencia de parámetros como la TCC y el ratio-S/P en el CU, el TRV y la GC. Los resultados derivados de este experimento han dado lugar a la siguiente comunicación en congresos:

- Arranz, I., Vicente, E. G., Mar, S. y Matesanz, B. M. “Effect of correlated color temperature of road lighting’s LEDs on mesopic visual performance.” 25<sup>th</sup> *Symposium of the International Colour Vision Society (ICVS 2019)*, Riga, Letonia.

## 6.4 Conclusiones

La precisión en el proceso de alineamiento del dispositivo y los posteriores procesos de calibración física y verificación psicofísica han permitido concluir con éxito la puesta a punto de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios empleado para medidas psicofísicas. La estabilidad y linealidad en la emisión de los primarios, junto con el desarrollo de un software de control apropiado, han permitido obtener la ya demostrada alta linealidad de la emisión de los LEDs en un amplio rango de luminancias. Además, tanto el software como el dispositivo experimental se han diseñado para la medida de tareas visuales, como las ya analizadas en los capítulos anteriores, en condiciones de iluminación mesópicas y visión excéntrica, empleando LEDs como fuente de luz. Desde el punto de vista psicofísico, el dispositivo se ha verificado en base a la fiel reproducción de la ley de Weber, la ley de Piéron y un experimento de naturaleza psicofísica. En definitiva, la versatilidad y control del fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios ya ha permitido realizar medidas psicofísicas.



## Capítulo 7: Summary in English

This doctoral thesis is divided into 6 chapters, corresponding to the theoretical framework and the experiments summarized below. After a review of the literature about the factors already mentioned and their effect on the visual system, the existing experimental set-up was modified to meet the experimental needs of the works carried out. In this way, an initial experiment, in turn divided into two different sections, aims to analyze the influence on contrast threshold of the interaction between aging, the spectral composition of common urban illuminants, luminance level, retinal eccentricity and photometry system. A second experiment, maybe the most relevant and compact of those performed in this thesis, has provided the scientific community with valuable conclusions on visual performance during night driving. The third and last experiment has completed the study of the above-mentioned visual tasks by analyzing the influence of the interaction between contrast

and the type of illuminant on visual reaction. In addition, the possible effect of the spectral power distribution on the contrast gain adaptation mechanism is studied. In all these experiments, a variable effect of the spectral power distribution on visual performance can be observed. This leads to two questions: firstly, how the recently implemented LED systems affect this performance and, secondly, if it would be possible to determine the most suitable spectral composition to optimize that performance based on the understanding of the isolated excitation of each photoreceptor. With that purpose, a two-channel and four primaries photostimulator has been calibrated and validated in this doctoral thesis.

Chapter 1 presents a theoretical framework with the necessary concepts for the understanding of the subsequent chapters and the justification of the results obtained.

Chapter 2 contains a description of the first experimental device used, as well as the required software update to reaction time measurement.

Chapter 3 details two different experiments in which contrast threshold is studied. A first pilot experiment examines the most significant factors which influence visual performance in three groups of subjects. The retinal eccentricity, the luminance level and photometry system used for its calculation, as well as the type of illuminant and age, are analyzed. In a second experiment, with a greater sample size, the aim is to increase the statistical significance of the conclusions obtained in the first experiment. In this second experiment, age, type of illuminant and photometry system are considered factors.

Chapter 4 evaluates the influence on contrast threshold and visual reaction time of ocular aging and the presence of cataracts, as well as the interaction with the type of illuminant and the luminance level. In addition, it is studied how different intraocular lenses, differing in the presence of a blue-light filter, interact with the spectral power distribution of common illuminants and affect both visual tasks.

Chapter 5 shows the results of a detailed study of the effect of illuminant type and contrast value on visual reaction time and contrast gain mechanism.

Chapter 6 describes the calibration of a two-channel and four-primary photostimulator, both its physical and psychophysical calibration and verification for its future use in psychophysical experiments.

In the following, a summary of the doctoral thesis presented in this document is provided. A brief description of the state of art, which serves as a justification for the experiments presented, is firstly shown. The objectives and hypotheses are presented as follows. Then, the most relevant information concerning the methodology, procedures and samples is provided prior to the results of the experimental chapters (chapters 3, 4 and 5). Finally, the conclusions of the thesis are listed.

## 7.1 Introduction

Undoubtedly, proper driving is vital in terms of both driver and pedestrian safety. At night, accident rates are known to be higher in comparison to daytime because of, among other factors, perception errors. These errors acquire relevance given the important role that visual processes play during driving. For that reason, appropriate lighting is needed, being high-pressure sodium and metal halide lamps among the most common urban illuminants. The illumination provided by street lamps makes driving a task that takes place within the mesopic range. The limits of this range are  $0.005 \text{ cd/m}^2$  and  $5 \text{ cd/m}^2$ , values which are established by the Commission Internationale d'Eclairage. At this illumination levels, visual perception is due to the combination of rods and cones. Another aspect to consider, which is a common experimental condition in the experiments of this thesis, is the remarkable role of off-axis vision during night driving. The main task of the driver is to obtain enough information from the visual field to cope with the environment, so detection and reaction to potential hazards becomes of special relevance and, consequently, off-axis vision. These two visual tasks, contrast threshold and visual reaction time, together with the fast contrast adaptation mechanism known as contrast gain, are evaluated in this work, as they are considered to be representative and reliable indexes of visual performance during night driving. The calculation of the contrasts used for the psychophysical measurements of this thesis is conducted by applying Weber's law, which considers a stimulus with space-time variability. As for visual reaction time, it is characterized by the Piéron's law, which relates reaction time values and the intensity or contrast of the stimulus. Due to its psychophysical nature, reaction time values will be affected by multiple factors. The literature shows that this visual capacity depends on variables such as stimulus contrast, luminance and other observer-related factors, including retinal sensitivity, retinal eccentricity and age. The possibility of analyzing the effect of these factors on reaction time makes it a representative task of visual performance in real-view conditions, i.e. night driving, having demonstrated the relationship between the rate of accidents and reaction time. From reaction time measurement, it is possible to psychophysically estimate contrast gain effect on visual performance. That mechanism affects immediate visual response by avoiding saturation in the presence of high contrast stimuli and adjusting sensitivity to stimuli of different contrast. Contrast gain acts at the level of bipolar and ganglionar cells and is influenced by properties of the visual stimulus, including the level of illumination, the spatial frequency and the eccentricity at which it is presented.

Therefore, the effect of different factors, intrinsic and extrinsic, has been studied on visual performance under conditions that simulate a typical night driving visual scene. These conditions include the above mentioned mesopic luminances, off-axis vision and light sources with different spectral power distributions. Firstly, among the intrinsic factors, retinal eccentricity and ocular aging are analyzed as the most outstanding

aspects. In addition, the effect of age-related cataracts and, in pseudophakic subjects, the implantation of intraocular lenses with different filters, are also included factors. Secondly, external factors such as the luminance level, the photometry system and the spectral power distribution of the type of street lamp have been analyzed. In relation to the last factor, traditional sodium and metal halide illuminants have been considered and a new experimental set-up has been developed that allows using LED technology as a light source.

It is worth mentioning the special relevance of the analysis of visual performance in old subjects, with different conditions of transmittance of the ocular media, accomplished in this thesis. Currently, driving is the preferred means of transport of the elderly, forming a large and growing percentage of drivers. The fact is that, even in the absence of ocular pathology, aging is a problem recognized by drivers which limit their activity. Therefore, the effect of aging on driving should be highlighted and the interaction between typical night driving conditions and ocular aging analyzed. Those changes with the greatest relevance and influence on detection may be optical and neuronal changes. Among the former, the loss of transparency of the lens and the increase in intraocular scattering are important in this thesis. The increase in absorption, together with senile miosis, is responsible for a reduction in retinal illumination in old subjects. However, in an experiment using maxwellian vision, like the ones of this thesis, in which the size of the image of the illuminant is always smaller than the pupil diameter, it can be assured that the reduction in retinal illumination is mainly due to the lens. Regarding the increase in intraocular scattering, its effect on sensitivity is already described in the literature, with poorer results for old subjects in comparison to young ones. On the other hand, it is noteworthy that rods do not have direction selectivity, being more sensitive to changes in the light trajectory and being more affected by the increase in dispersion caused by the lens. As for neuronal changes, the decrease of rods density due to aging would justify an earlier deterioration of scotopic sensitivity compared to photopic one. The change in scotopic sensitivity has a direct impact on those visual tasks performed in low light environments, where off-axis vision is essential. Thus, these changes in sensitivity lead to an overall change in spectral sensitivity of the eye, what have a direct impact on the way different illuminants could influence visual performance. Literature concludes that the spectral power distribution of an illuminant affects detection capability of old and young subjects differently. However, the interaction between age, lamp and luminance level needs to be analyzed to provide firm conclusions about visual performance under typical night driving conditions. Likewise, that literature use traditional photometry systems to determine luminance, i. e. the photopic spectral luminous curve. This, along with the fact that night driving takes place in mesopic lighting levels, are reasons for this thesis to analyzed, among other factors, the interaction of the MES2 mesopic photometry system (proposed by the Commission Internationale d'Eclairage) with the factors described above.

Those limitations are enormously increased by the presence of senile cataracts, which is considered as the most prevalent age-related ocular pathology. This pathology negatively affects driving performance, which implies an increase in the rate of accidents. Due to that, old drivers limit their driving, especially at night, although a large number of them prefer continuing driving to preserve their independence. The development of age-related cataract produces an increase in the absorption of the lens, with the consequent reduction in light transmission, especially at short wavelengths. Furthermore, cataract is a source of intraocular scattering, producing a veil overlaid the retina that reduces the contrast of the image. Due to increased life expectancy, the prevalence of cataract is high, which has encouraged extensive development in surgical techniques for its treatment, making it one of the most common surgical procedures worldwide. This surgery is responsible for an improvement in visual performance during night driving due to the recovery of retinal image quality caused, among other factors, by the reduction of intraocular scattering. As for the type of intraocular lens implanted, there is an ongoing controversy about the advantages and disadvantages that the choice of an intraocular lens with a blue light-filter could have on photoreception and photoprotection. The initial purpose of this type of intraocular lenses was to protect the retina of pseudophakic patients from high-energy wavelengths, i.e. short wavelengths, which could favor the appearance of phototoxicity-related conditions. Nevertheless, recent reviews studying the effect of blue light-filtering intraocular lenses do not provide evidence of its role in photoprotection. Another aspect to consider is its effect on photoreception, in terms of how blue-light blocking affects visual acuity, contrast sensitivity and color vision. In the case of visual acuity and contrast sensitivity, the effect of the type of IOL implanted has been analyzed in the different lighting ranges. In photopic levels, the blocking of short wavelengths has no significant effect on these measurements, since under these conditions the spectral sensitivity is mediated by the activity of M- and L-cones. Under mesopic conditions, no negative effect of the yellow filter is found on those visual capabilities. Finally, in scotopic lighting conditions, a loss in scotopic sensitivity of 0.07 logarithmic units is found after implanting a blue light-filtering intraocular lens, a negligible value when compared to the 4 logarithmic unit extension of scotopic sensitivity. Concerning color vision, most of the existing literature shows that blue light-filtering intraocular lenses do not negatively influence it. In addition, any detriment in the tritan axis after the implantation of an intraocular lens with a yellow filter would be less than that caused by the physiological aging of the lens, having also shown that the mechanisms of color constancy recalibrate and readjust color perception of the subject to keep perception invariable.

However, in mesopic conditions, where short-wavelength photoreception gets relevance for the peripheral visual tasks analyzed in this work, visual performance is more likely to be adversely affected by the transmission properties of blue light-filtering intraocular lenses. This is the main reason for attempting to evaluate the

interaction between the transmittance of blue and non-blue light-filtering intraocular lenses and the spectral power distribution of urban illuminants, at mesopic light levels.

Finally, the growing implementation of LED lighting technology to replace more traditional urban illuminants, such as those analyzed in the first chapters of the thesis, encourages the use of the experimental set-up described below to migrate towards the study of visual performance with LED illuminants. As it was abovementioned, it does exist an influence of the spectral power distribution on visual performance, which is based on its effect on the different retinal photoreceptors and the interaction with other factors such as aging. For these reasons, a two-channel and four-primary photoestimulator has been calibrated and psychophysically verified. This set-up enables not only to generate almost any spectrum by the combination of a 4 array of LEDs, but also to know the isolated excitation of each type of photoreceptor, using the silent substitution method, which justifies the effect on visual performance of the spectrum previously defined.

## 7.2 Hypothesis

The influence of the spectral power distribution of urban illuminants on visual performance is defined by the spectral sensitivity of photoreceptors.

The effect of the spectral power distribution on detection and reaction capabilities depends on the transmittance of the ocular media, the retinal eccentricity and the luminance level.

The transmittance of different types of intraocular lenses implanted after cataract surgery interacts with the spectral power distribution of urban illuminants, affecting visual performance.

The effectiveness of the contrast gain mechanism varies depending on the spectral power distribution of urban illuminants.

### 7.3 Objectives

Thus, the main aim of this thesis is to analyze and understand the effect of the spectral composition of street lamps on visual performance for different ocular transmittance conditions, in off-axis vision and mesopic illumination conditions.

The specific goals are:

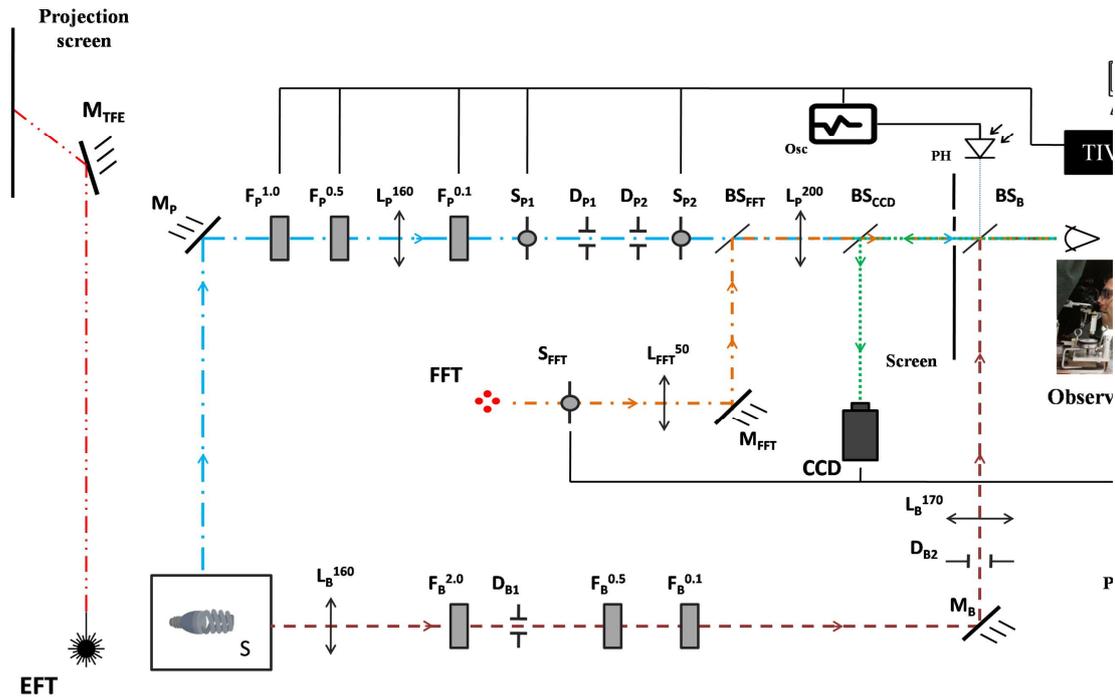
1. To analyze the effect of the spectral composition of two common urban illuminants on contrast threshold for different age subjects.
2. To determine the influence of the photometry system used for luminance calculation on contrast threshold for different age subjects, using urban illuminants.
3. To study the effect of the interaction between the spectral power distributions of two common urban illuminants and the transmittance of intraocular lenses with and without filter for blocking short wavelengths on contrast threshold and visual reaction time. In addition, to analyze the presence of cataracts in both visual tasks.
4. To define the degree of influence of the spectral power distribution of two common urban illuminants on visual reaction time for different contrasts, on the one hand, and on the contrast gain mechanism, on the other, in off-axis vision and mesopic illumination conditions.
5. To carry out the calibration and tuning of a two-channel and four-primaries photostimulator to perform psychophysical measurements in mesopic lighting conditions and using LEDs as lighting system.

## 7.4 Methodology

Written informed consent was obtained from all subjects. The study followed the tenets of the Declaration of Helsinki and procedures were approved by the Clinical Research Ethics Committee of the Eastern Area of Valladolid.

In the case of the experiments presented in chapters 3, 4 and 5, a custom-made computerized two-channel maxwellian view optical system was used as experimental set-up. The maxwellian vision allows results to be obtained independently of variation in pupil diameter due to the illuminant or luminance level. In addition, it avoids the influence in the results of dispersion produced by the pigmentation of the iris or the sclera. Finally, it provides precise control of retinal illumination as it allows its calculation according to the luminance and the size of the image of the light source.

The experimental set-up has been designed so that the filament of a light source forms its image in the plane of the entrance pupil of the observer, which is the base of maxwellian vision. The image of the filament of the urban illuminants used in this thesis has a diameter of 2.5 mm, which is always lower than the pupil diameter in any of the experimental conditions tested. Two concentric background and probe beams, coming from the same light source, reached the subject's pupil, subtending  $10^\circ$  and  $2^\circ$  in the retina, respectively. These sizes underneath by both beams are obtained by the appropriate positioning of lenses and diaphragms. Neutral density filters and shutters enable the control of the luminance and exposure times of both beams, respectively. Additionally, there are three beams corresponding to the CCD camera, the foveal fixation test and the eccentric fixation test beams. Figure 7.1 represents a scheme of the experimental set-up. Probe beam is depicted with a blue dotted line (— · —) and background beam with a maroon dotted line (— — —). Finally, the red dotted line (· · · · ·) represents the beam of the eccentric fixation test (EFT), which comes from a laser (630 nm) which, after a reflection on the mirror  $M_{EFT}$ , is projected onto a matt black screen located in the optical infinity. This test was used for the off-axis psychophysical measurements carried out at  $10^\circ$  of temporal retinal eccentricity. In the case of the off-axis condition, the experimental design simulates a roadside obstacle during night driving, with background lighting provided by the illuminants and a stimulus representing the obstacle illuminated by the same lamp at  $10^\circ$  from the driver's fixation point.



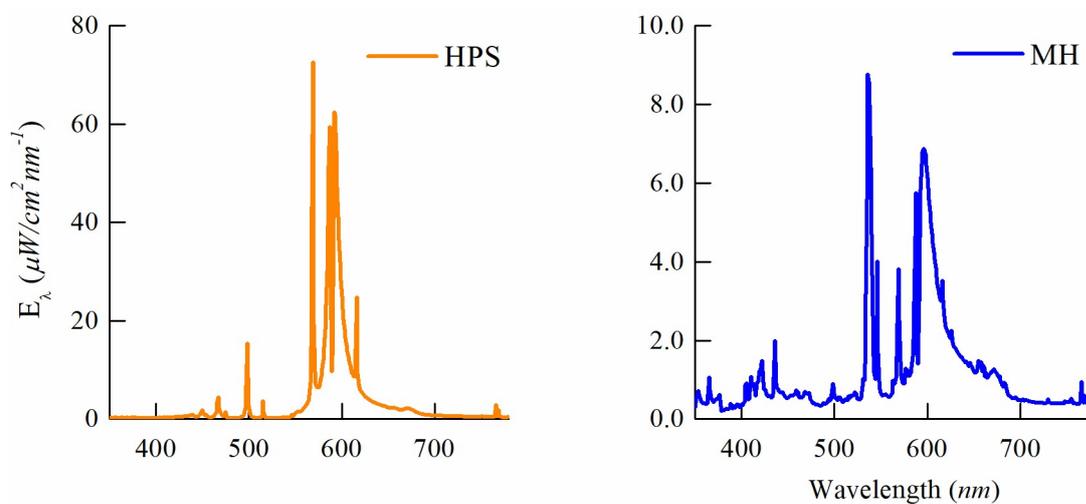
**Figura 2.2.** Squeume of the experimental set-up. The subscripts P and B refer to the elements located in the probe and background beams, respectively. The CCD subscript refers to the elements located in the beam of the CCD camera. The subscript FFT refers to the elements located in the beam of the foveal fixation test. The subscript EFT refers to the elements located in the beam of the eccentric fixation test. The numerical superscripts of the filters refer to the optical density steps and those of the lenses refer to the focal.

In the probe beam path there is a mirror ( $M_P$ ) which produces a  $90^\circ$  reflection of the beam, three motorized discs with neutral density filters ( $F_P^{1.0}$ ,  $F_P^{0.5}$ ,  $F_P^{0.1}$ ), two lenses ( $L_P^{160}$ ,  $L_P^{200}$ ), two shutters ( $S_{P1}$ ,  $S_{P2}$ ), two diaphragms ( $D_{P1}$ ,  $D_{P2}$ ), a screen covered with matt black paint (to prevent straylight) and a beam splitter ( $BS_B$ ). In the case of the background beam, there are three discs with neutral density filters ( $F_B^{2.0}$ ,  $F_B^{0.5}$ ,  $F_B^{0.1}$ ), two diaphragms ( $D_{B1}$ ,  $D_{B2}$ ), two lenses ( $L_B^{160}$ ,  $L_B^{200}$ ), a mirror ( $M_B$ ) which produces a  $90^\circ$  reflection of the beam and a beam splitter ( $BS_B$ ) which overlaps the background and probe beams.

In addition to the probe and background beams already described, figure 7.1 shows three additional beams. With a green dotted line (— · — · —) the beam of the CCD camera for pupil control is represented. The camera is focused on the plane of the observer's entrance pupil, so that it can be monitored in real time through the  $BS_{CCD}$  beam splitter. The orange dotted line (— · —) depicts the foveal fixation test (FFT) beam. The exposure time of this test is controlled by the shutter  $S_{FFT}$ . The lens  $L_{FFT}^{50}$  allows placing the image of the FFT in the optical infinity. And the beam splitter  $BS_{FFT}$  enables to overlap the foveal fixation test and probe beams. Finally, the third beam corresponds to the eccentric fixation test already described.

### Light sources

The light sources (S) employed in the experiments of chapters 3, 4 and 5 are two common urban illuminants: a high-pressure sodium and metal halide lamps. The necessary photometric bases for the measurement of their spectral power distribution was acquired during the 3 months stay in the Universidade do Minho (Braga, Portugal). The measurements were performed with a spectrometer consisting on a monochromator with a resolution of 0.1 nm per channel, an OMA detector and a multichannel optical analyzer. The light source was placed in the entrance plane of the spectrometer at 50 cm from its entrance slit. Figure 7.2 shows the spectral power distribution of both urban illuminants employed.



**Figure 7.2.** Absolute spectral power distribution of high pressure sodium (HPS) and metal halide lamps (MH).

During measurements, the position of the observer is considered one of the key factors to guarantee the reliability of the results. For the experiments of this thesis, a bite bar made of dental compound on a XYZ displacer was used to vary the position of the observer with three degrees of freedom and high precision. This ensures a stable and aligned position of the pupil with respect to the path of both beams, in order to warrant maxwellian vision.

### Psychophysical procedure

With regard to the measurement of contrast threshold and visual reaction time measurements, the psychophysical procedures are described below. Contrast threshold was determined by the method of limits and the subject was instructed to answer whether or not the stimulus was detected. An individual measurement consisted of 6 runs, 3 ascending and 3 descending, each one with 8 luminances. In the case of visual reaction time measurements, the subject was instructed to press a response button as soon as the randomly-presented stimulus was detected. In all

experiments, the same protocols and procedures were followed for the measurement of both visual tasks. Moreover, all subjects were compensated with the same kind of ophthalmic lens, including the emmetropic and contact-lens users, to prevent from transmission differences in the results due to that factor. Measurements were only performed in the right eye while the left one was occluded, after a dark-adaptation period of 30 minutes and a consequent light-adaptation period of 3 minutes to the corresponding background luminance.

Finally, with regard to the methodology used in the experiments of this thesis, it is worth mentioning the model proposed by Shapiro and used in this thesis to calculate the excitation level of photoreceptors. The spectral sensitivity of photoreceptors, the spectral power distribution of the illuminants and the transmittance of the ocular media of the different groups and obtained using the van de Kraats' algorithms, were considered in the model. The excitation level obtained for cones and rods was used to justify the results of contrast threshold. The comprehension of this model, along with the data corresponding to the cone fundamentals, was made possible by the knowledge gained during the stay at the Universidade do Minho.

Next, the experimental conditions and characteristics of the sample of the experimental chapters of this thesis are presented.

### **Chapter 3: Contrast threshold: influence of the spectral power distribution, age, luminance and photometry system.**

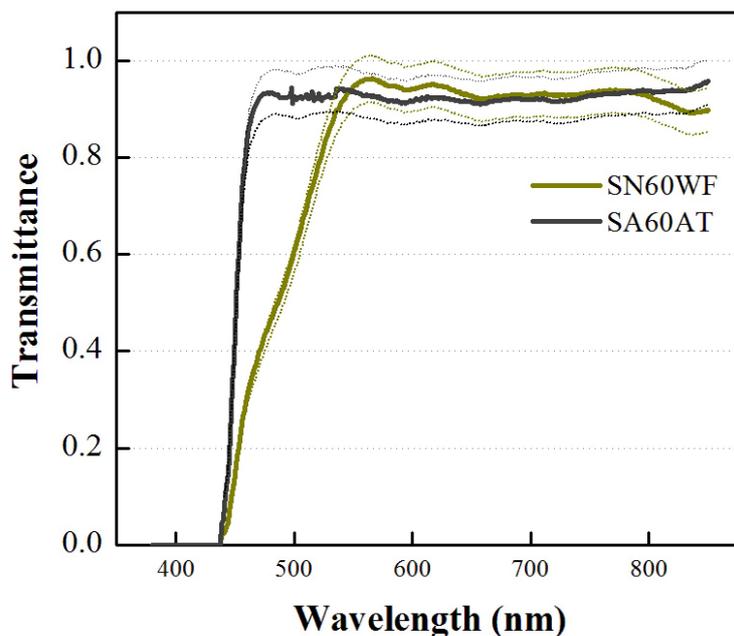
In chapter 3, two different experiments were carried out. In the first experiment, six observers with experience in psychophysical measurements participated. They were divided into three different groups: young, middle-age and old subjects. The experimental conditions for contrast threshold measurement included foveal and off-axis vision ( $10^\circ$  eccentricity), four mesopic background luminances (0.01, 0.07, 0.45 and  $3.2 \text{ cd/m}^2$ ) provided by two lamps (high-pressure sodium and metal halide lamps) and two photometry systems (photopic and MES2). It should be pointed out that mesopic photometry was only applied in off-axis measurements, as the MES2 photometry system was developed considering visual performance in off-axis vision. In the second experiment, a total of 22 naïve observers were enrolled.

### **Chapter 4: Contrast threshold and visual reaction time: influence of the spectral power distribution and implantation of blue and non-blue light-filtering intraocular.**

In chapter 4, thirty observers were divided into four different groups. A group of ten young subjects were considered as control group. Twenty old observers diagnosed of

age-related surgical cataracts constituted the before-surgery group. These same old observers undergone cataract surgery and, depending on the intraocular lens implanted, were divided into two pseudophakic groups: ten observers implanted with a blue light-filtering intraocular lens and ten observers implanted with a non-blue light-filtering intraocular lens.

Old observers were operated by the same surgeon using a standard procedure and topical anesthesia. The Acrysof IQ SN60WF and Acrysof SA60AT foldable one-piece posterior chamber intraocular lenses were randomly chosen for implantation (Alcon Laboratories, Inc, Forth Worth, TX). Both lenses are identical in shape and size, except for the aspherical design and the covalently bounded yellow chromophores of the SN60WF intraocular lens. Their spectral transmission were measured immersed in a balanced salt solution in our Spectroscopy Laboratory and are shown in figure 7.3



**Figura 4.1.** Transmitancia espectral de las LIOs Acrysof IQ SN60WF y Acrysof IQ SA60AT para un rango de longitudes de onda de 375 a 800 nm. Las líneas discontinuas representan la desviación estándar de la medida.

Regarding the experimental conditions, contrast threshold and visual reaction time were measured using the psychophysical procedures already described, in off-axis vision and at mesopic luminance levels. Contrast threshold was measured for a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$  and visual reaction time for three background

luminances (0.01, 0.1 y 1 cd/m<sup>2</sup>) and a supra-threshold contrast of 0.2 (C: 0.2) repeated 20 times.

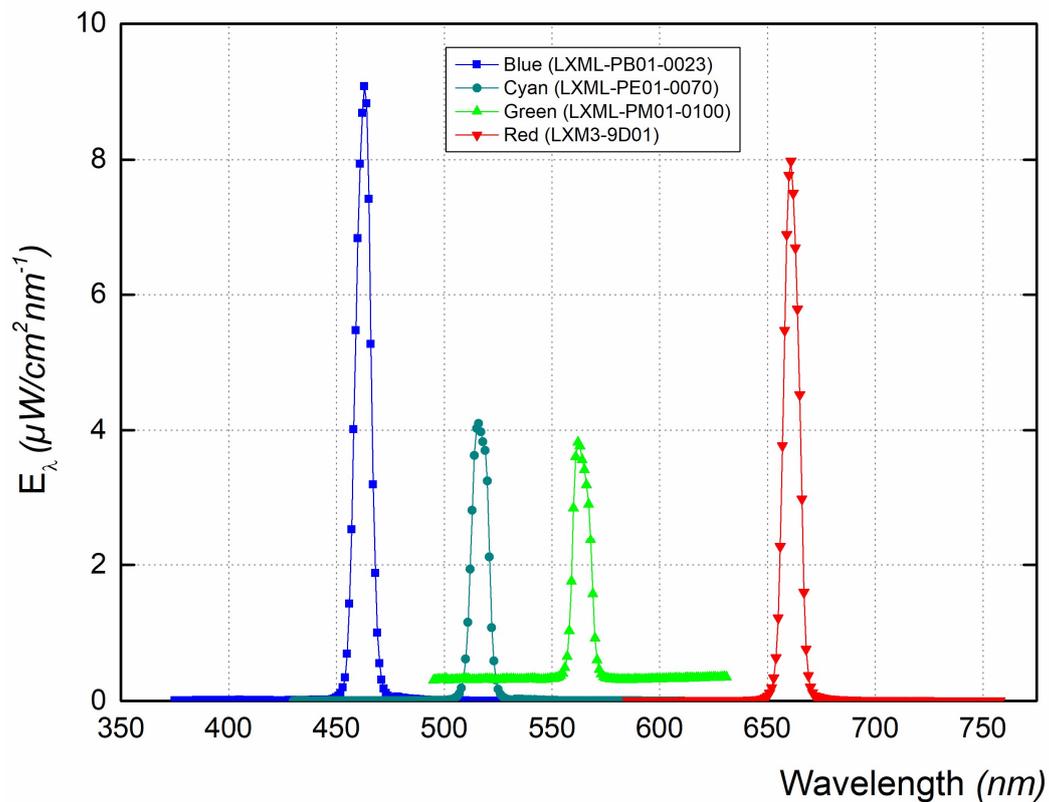
#### **Chapter 5: Visual reaction time and contrast gain: influence of the spectral power distribution.**

A total of thirteen young naïve observers participated in the experiment. Both contrast threshold and visual reaction time were measured using the procedures previously described. Visual reaction times were collected for five contrasts defined on the basis of the individual and highest contrast threshold obtained for both sodium and metal halide lamps, in off-axis vision and for a background luminance of 0.01 cd/m<sup>2</sup>. The range of contrasts chosen includes close-to-threshold contrasts and supra-threshold contrasts, to obtain a complete overview of the Piéron's law. Each contrast was presented 20 times, with a total of 100 randomized stimulus presentations. In this experiment, contrast gain is calculated from the measurement of visual reaction time as a function of stimulus contrast. This relationship is defined by Piéron's law, from which it is possible to calculate contrast gain as the inverse of the slope of the linear regression fit after representing reaction times as a function of the inverse contrast.

#### **Chapter 6: Calibration and verification of a two-channel and four-primary photostimulator.**

A two-channel and four primary photostimulator is an optical device that generates light stimuli with defined chromaticity and luminance, and whose purpose is to isolate the activity of the different photoreceptors and post-receptoral processing pathways. In terms of luminance, this set-up manages to operate in a range of 2 to 3 orders of magnitude. Although the elements of the device were already in place and the isolated calibration of the LEDs had been carried out, my contribution was the alignment, physical calibration and psychophysical verification of the photostimulator.

With the use of 4 LEDs it is possible to cover a wide chromatic range, which was necessary to generate metameric stimuli that enable to isolate the activity of a selected photoreceptor. Thus, the proper selection of LEDs makes it possible to generate almost any chromaticity in the color diagram. Because they have a spectral bandwidth of more than 20 nm, it was necessary to incorporate an interference filter at the output of these to reduce the spectral bandwidth to 10 nm. The measurement of the spectral power distribution was carried out with the same spectrometer used to measure the irradiance of sodium and metal halide lamps and is shown in figure 7.4.

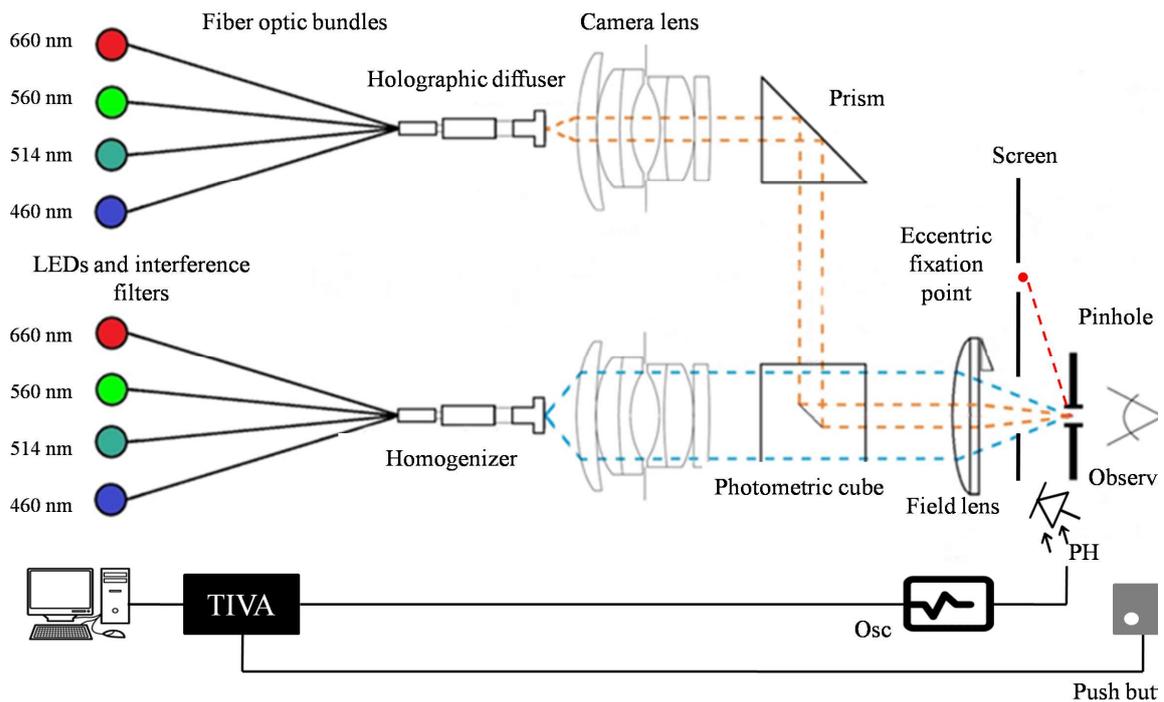


**Figure 7.4.** Absolute spectral power distributions of the blue, cyan, green and red LEDs.

The peak spectral emission of the LEDs, together with the interference filter, corresponds to the values of 460, 514, 560 and 660 nm for the blue, cyan, green and red LEDs, respectively.

The theoretical expertise in colorimetry necessary for the understanding of the fundamental basis of the method of silent substitution, as well as for the definition of LED spectra used in the final degree projects described in the memory, was acquired during the stay in the Universidade do Minho. The silent substitution method constitutes the next step in basic research using the novel set-up developed.

This experimental device is configured so that the image of the diffuser of the two main beams, probe and background beams, is formed in the entrance pupil of the observer, where a pinhole has been located. Figure 7.5 shows a scheme of the experimental device.



**Figura 7.5.** Squeume of the two-channel and four-primary photostimulator.

The probe beam is represented by an orange dotted line (— — —) and the background beam by a blue dotted line (— — —). Both are presented simultaneously and concentrically, subtending  $2^\circ$  and  $10^\circ$  on the observer's retina, respectively. Additionally, figure 7.5 shows the beam corresponding to the eccentric fixation point and represented with a red dotted line (— — —). This point of fixation is generated by an LED with a central wavelength of 630 nm and subtends an angle of  $10^\circ$  from the optical axis of the observer. Following the LEDs, figure 7.5 shows how four separate fiber optic boundless combine the light from the four primaries, and for each beam, into a single central channel which his coupled to a spatial homogenizer. Then, a holographic diffuser completes the combination of the light coming from the different LEDs. A camera lens collimates each beam and reduces chromatic aberration. As the probe and background beams are parallel, a prism produces a  $90^\circ$  reflection of the first beam. In the background beam, after the camera lens, there is a photometric cube made up by two right-angle prisms joined at their hypotenuse, in which a 2x3 mm mirrored ellipse is carved. In the case of the probe beam, after the reflection on the prism, the beam falls on the mirrored ellipse of the photometric cube. The background beam passes directly through the cube, which together with the felid lens, provides a  $10^\circ$  annular field. While the reflection in the ellipse of the probe beam provides the remaining central portion with an angular size of  $2^\circ$ , that allows obtaining the centre-periphery configuration of the experimental set-up.

The position of the observer during the psychophysical measurements is kept by biting on a bite-bar made of dental compound, with the same characteristics as the experimental set-up of the previous chapters. The bite-bar is supported on a XYZ

displacer which allows the position of the observer to be varied with three degrees of freedom and high precision. The purpose is to keep a stable position of the observer and to align the pupil with respect to the trajectory of both beams. In order to align the observer, a process of self-centering in the XY directions is needed, so that the image of the probe beam is observed concentrically to the image of the adaptation beam. It is then moved by the researcher along the Z-axis to place the eye of the observer as close as possible to the pinhole.

After the alignment of the above described elements of the photostimulator, the physical calibration of the LEDs has been carried out, checking their temporal stability and linearity in the desired range of luminances, once they were included in the set-up. The physical calibration was carried out simultaneously with two detectors, a portable luminance meter and a photodiode placed between the field lens and the observer. The joint use of both detectors and the correlation of their values is necessary, as the luminance meter is located in the same position of the observer, which makes it impossible to measure daily luminance with this device and perform regular calibrations. In that way, once a relationship between the two detectors has been established, only the photodiode will remain in its position, allowing subsequent checks and auto-calibration of the luminance provided by the set-up.

From the results obtained it can be concluded that there is a high linearity for all the LEDs in the experimental set-up, even at low luminances, corresponding to the mesopic range in which the experiments with this device would be carried out. After that, the set-up was psychophysically calibrated, applying the brightness matching method for the equalization of the subjective perception of luminance of both beams.

Finally, in order to verify the experimental set-up from the psychophysical point of view, basic psychophysical laws have been reproduced, including Weber's and Piéron's laws, by measuring contrast threshold and visual reaction time, respectively. Moreover, reaction time is measured under the experimental conditions proposed by other authors to compare results. The experimental set-up successfully reproduces both basic psychophysical laws and an experiment performed using LED as illuminants, with optimal results based on physiology and psychophysics. This consolidates its correct functioning and capacity to carry out psychophysical measurements.

## 7.5 Results

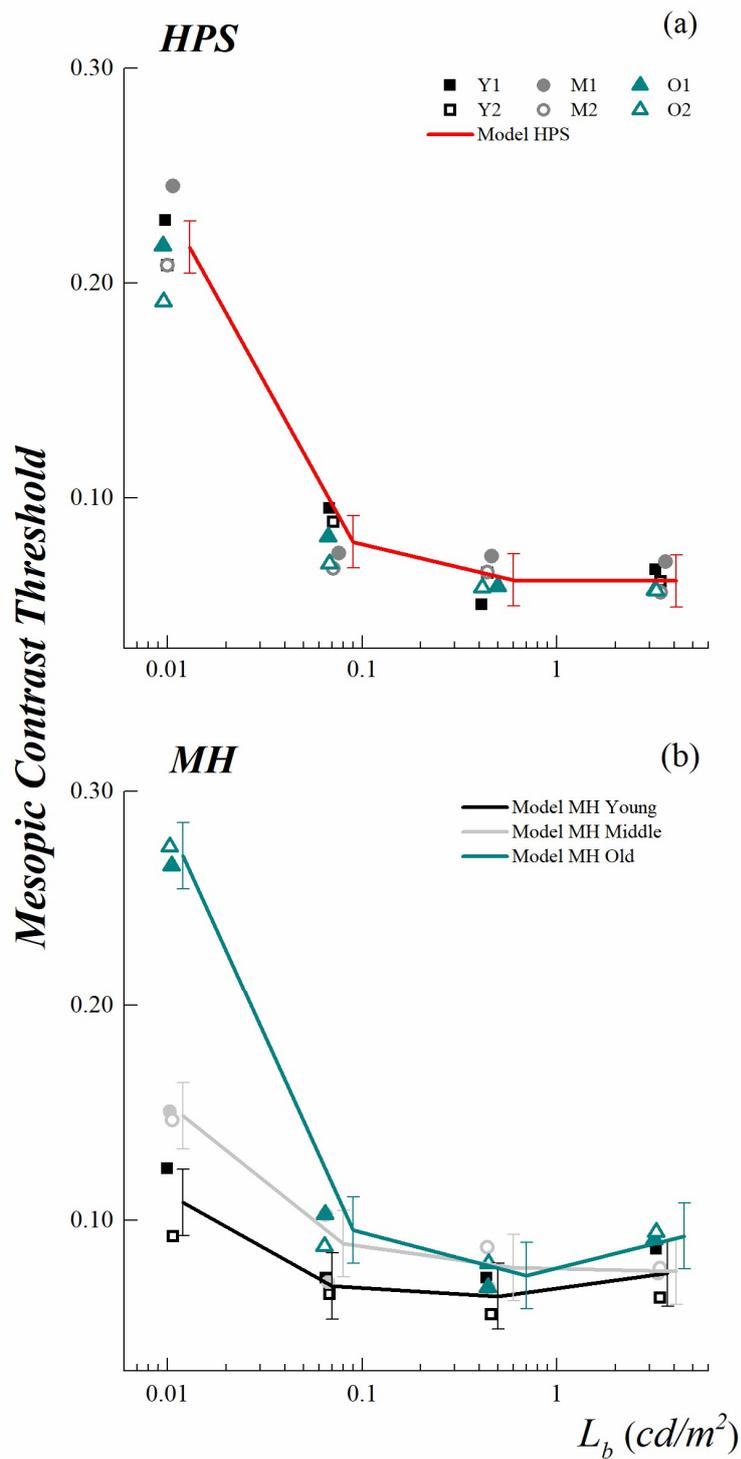
In this section, the main outcomes obtained in the experimental chapters of this thesis are summarized.

### **Chapter 3: Contrast threshold: influence of the spectral power distribution, age, luminance and photometry system.**

In the first experiment of the chapter 3, contrast threshold is measured for three age groups, for a set of luminance values provided by two common urban illuminants, in fovea and at  $10^\circ$  of retinal eccentricity and using the photopic and MES2 mesopic photometry systems.

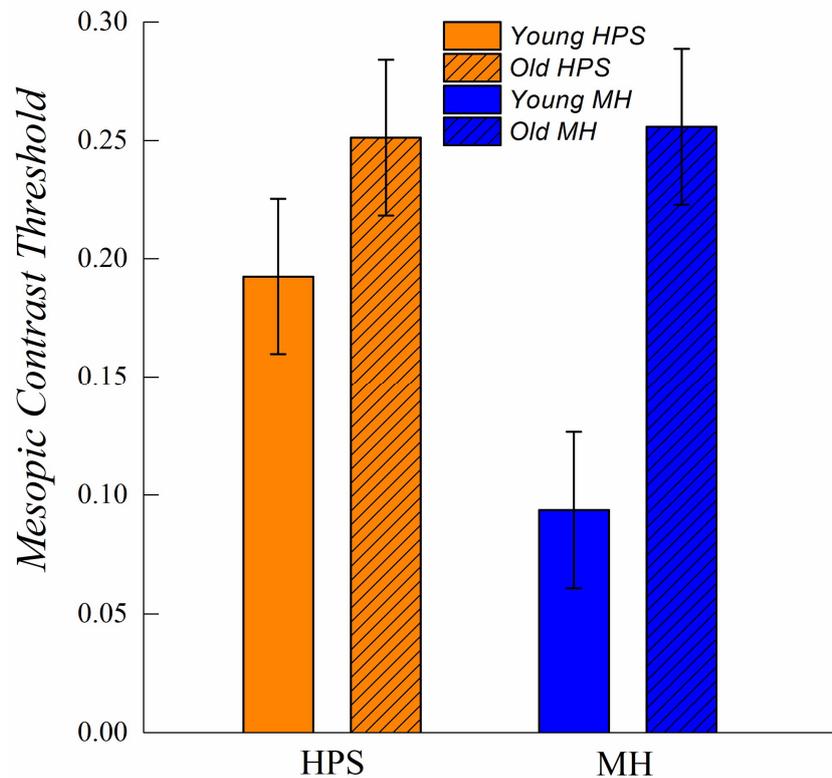
In foveal or on-axis vision, contrast threshold tends to decrease as the background luminance increases, for both lamps and the three groups of subjects. Indeed, only the age-illuminant interaction is close to significance for a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , with contrast threshold values for sodium than for metal halide lamp.

In off-axis vision, background luminance effect on contrast threshold is more noticeable for the lowest luminance,  $0.01 \text{ cd/m}^2$ , where an interaction is observed between the type of illuminant, age and photometry system, as can be seen in figure 7.6. In young subjects, contrast threshold is significantly lower for MH lamp; contrary to what happen in old subjects, where threshold is significantly lower for HPS lamp. When age groups are compared, for HPS lamp no age effect is observed in contrast threshold ( $p\text{-value} = 0.001$ ), but yes for MH lamp ( $p\text{-value} = 0.001$ ), with higher results as the age of the observer increases.



**Figure 7.6.** Contrast threshold in off-axis vision based on MES2 photometry for high-pressure sodium (HPS) and metal halide (MH) lamps as a function of background luminance in logarithmic scale. The squares, circles and triangles represent the results of the young (Y), middle-age (M) and old (old) observers, respectively. Lines represent mean contrast threshold for each group obtained after fitting the mixed linear model. The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained. For better understanding, the values of the observers in each group have been displaced along the horizontal axis.

As a consequence of the interaction between age and the type of illuminant found in off-axis vision in the previous experiment, a second one was carried out increasing the sample size with the aim of obtaining greater statistical significance. Therefore, contrast threshold is measured in off-axis vision, for a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$  provided by the sodium and metal halide, in two groups of young and old subjects. Results are represented in figure 7.7.



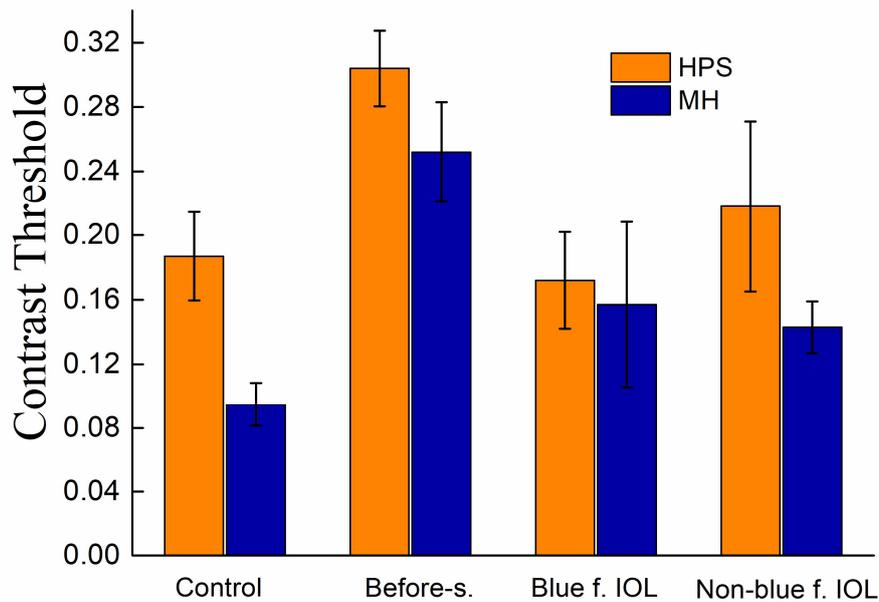
**Figure 7.7.** Contrast threshold in off-axis vision based on MES2 photometry for the young and old groups of observers, as a function of the type of lamp, high-pressure sodium (HPS) and metal halide (MH), at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained.

The same age-illuminant interaction observed in the first experiment is again obtained. A lamp effect in young subjects is observed, with lower results for metal halide lamp ( $p\text{-value} = 0.001$ ). However, this effect of the illuminant is not obtained in old subjects ( $p\text{-value} = 0.855$ ). When comparing the type of illuminant, results between groups are similar for sodium lamp ( $p\text{-value} = 0.587$ ) but not for metal halide lamp ( $p\text{-value} = 0.01$ ). The results obtained above, in this second experiment, are justified from the point of view of the level of excitation of the photoreceptors. Regarding the photometry effect, the interaction aforementioned, between age and type of lamp, it takes place independently of the photometry system used, in other words, when comparing both age groups the differences persist for the metal halide lamp and the absence of them for sodium lamp.

**Chapter 4: Contrast threshold and visual reaction time: influence of the spectral power distribution and implantation of blue and non-blue light-filtering intraocular.**

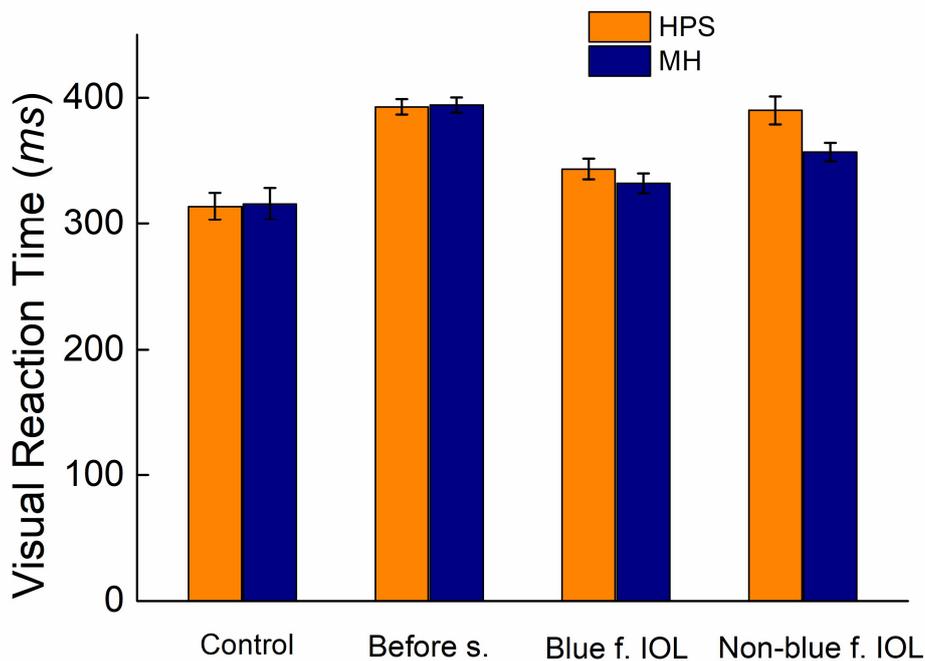
In chapter 4, contrast threshold and visual reaction time are compared between groups of subjects with cataract and intraocular lenses with and without a yellow filter to short-wavelength blocking, in off-axis vision and at mesopic luminances. Additionally, visual reaction time is also evaluated for different background luminances (0.01, 0.1 y 1 cd/m<sup>2</sup>).

Firstly, contrast threshold results are depicted in figure 7.8, which shows results for both illuminants and the four groups of subjects. The same lamp effect observed in young subjects in the experiments of chapter 3 is again obtained (*p-value* = 0.001). The negative impact of cataracts on light transmission justifies the dramatic increase in contrast threshold in comparison to the control group (*p-value* = 0.001) and the absence of lamp effect (*p-value* = 0.058). After surgery, contrast threshold improves in both pseudophakic groups (*p-value* = 0.011). The effect of the yellow filter on contrast threshold is evaluated by the comparison of the results between pseudophakic groups for each lamp individually. Both for sodium and metal halide lamp, results do not differ between groups (*p-value* = 0.078). Once again, the results obtained above are justified from the point of view of the level of excitation of the photoreceptors. With the aim of analyzing the influence degree of ocular aging on contrast threshold of pseudophakic groups, the results of these groups are compared to those obtained for the control group and for both lamps. Of particular relevance is the fact that the results for sodium lamp are statistically similar between the three groups of subjects (*p-value* = 0.13). However, for the metal halide lamp, the results for pseudophakic groups are significantly higher than for the control group (*p-value* = 0.037).



**Figure 7.8.** Mean contrast threshold for high-pressure (HPS) and metal halide (MH) lamps as a function of the group of subjects (control, before-surgery, blue light-filtering and non-blue light filtering IOL groups) at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained.

Secondly, in visual reaction time, an overall decrease of reaction time is observed as background luminance increases for all the groups of subjects and for both illuminants. As for the interaction of the luminance level with the other factors analyzed (transmittance of the ocular media and type of illuminant), the effect of these is more significant for the lowest luminance,  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . For this reason, the description of the results is limited to that background luminance in order to focus the information of the chapter on those relevant and conclusive results based on the aims set. Figure 7.9 represents visual reaction time results for the four groups of subjects, as a function of the type of illuminant and at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . No illuminant effect is observed in the control group ( $p\text{-value} = 0.754$ ). Once again, a worsening of reaction time is observed in the group with cataracts ( $p\text{-value} = 0.001$ ) and an absence of an illuminant effect ( $p\text{-value} = 0.29$ ). Cataract surgery and intraocular lens implantation are responsible of a significant improve in reaction time in pseudophakic groups ( $p\text{-value} = 0.012$ ), with no negative effect of the blue light-filtering intraocular lens on the results regardless of the type of illuminant.

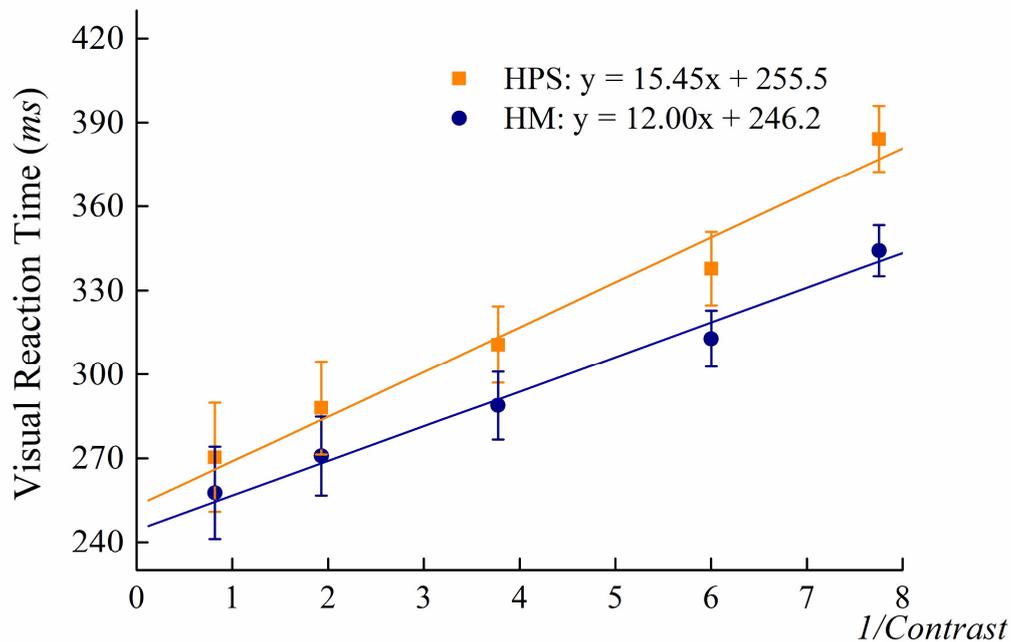


**Figure 7.9.** Mean visual reaction time for high-pressure (HPS) and metal halide (MH) lamps as a function of the group of subjects (control, before-surgery, blue light-filtering and non-blue light filtering IOL groups) at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained.

### Chapter 5: Visual reaction time and contrast gain: influence of the spectral power distribution.

In chapter 5, the effect of common urban illuminants on visual reaction time and contrast gain mechanism is evaluated in young subjects for a range of close-to-threshold and supra-threshold contrasts, in off-axis vision and mesopic light levels.

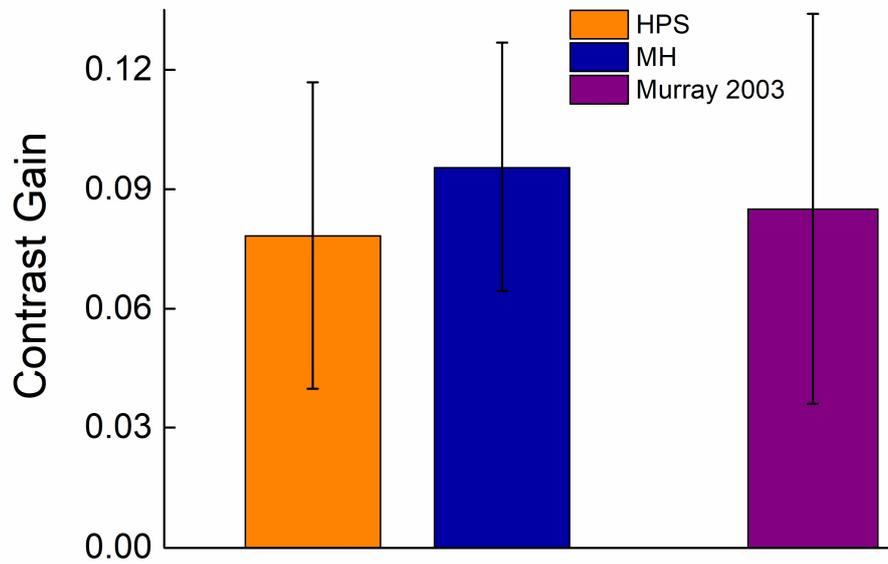
Figure 7.10 shows visual reaction time values as a function of inverse contrast for high-pressure sodium (HPS) and metal halide (MH) illuminant at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ .



**Figure 7.10.** Mean visual reaction time as a function of inverse contrast for high-pressure sodium (HPS) and metal halide (MH) illuminants, at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained. The equations of the linear regression fitting and the coefficients of determination are detailed.

A reduction of reaction time is observed as the contrast of the stimulus increases, a relationship described by Piéron's law. As for the effect of the lamp factor, values of reaction time are significantly lower for metal halide lamp in comparison to sodium lamp, considering the set of reaction times for the five contrasts ( $p\text{-value} = 0.001$ ). When the lamp factor is analyzed for each contrast value separately, it can be seen that the difference in the mean reaction times between illuminants increases as the contrast decreases. The reliability of the measurements is demonstrated on the basis of the similarity of the intercept values and the high degree of adjustment.

As for the contrast gain, figure 7.11 represents mean results as a function of the type of lamp. The spectral power distribution does not influence this adaptation mechanism ( $t\text{-value} = 0.609$ ). This finding correlates with the one obtained by other authors using also the reaction time for the estimation of the contrast gain in experimental conditions pretty similar to those of this work.



**Figure 7.11.** Mean contrast gain for high-pressure sodium (HPS) and metal halide (MH) lamps at a background luminance of  $0.01 \text{ cd/m}^2$ . The error bars define the 95% confidence interval of the results obtained. The mean value obtained by Murray et al. (2003) has been included.

# Conclusiones

En esta tesis doctoral se ha estudiado el efecto de distintos factores, tanto intrínsecos como extrínsecos, en el rendimiento visual, en unas condiciones que simulan una escena visual propia de la conducción nocturna. Dichas condiciones incluyen luminancias dentro del rango de iluminación mesópico, visión excéntrica y fuentes de luz con distinta composición espectral. Las capacidades visuales analizadas incluyen la detección de obstáculos y el tiempo de respuesta; así como la adaptación al contraste de la escena visual. En primer lugar, entre los factores intrínsecos se analizan la excentricidad retiniana y el envejecimiento ocular como aspectos más destacados, además se incluyen la influencia de la presencia de catarata senil y, en sujetos pseudofáquicos, la presencia de distintos tipos de filtros en la lente intraocular. En segundo lugar, se han analizado factores externos como la distribución espectral del tipo de iluminante vial. Cabe destacar que en este aspecto se han analizado iluminantes tradicionales y se ha puesto a punto un dispositivo experimental que permite emplear tecnología LED como fuente de luz. Otros factores externos analizados han sido el nivel de iluminación y el sistema de fotometría empleado para la obtención de dicho nivel. Para llevarlo a cabo se ha puesto a punto un sistema de visión maxwelliana que permite realizar con una precisión del orden del milisegundo la medida del tiempo de reacción visual. Además, con el objetivo de llevar a cabo los experimentos de esta tesis empleando tecnología LED como fuente de luz, se ha realizado la calibración y verificación de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios para la medida del contraste umbral y tiempo de reacción visual. La rigurosidad de la metodología empleada ha permitido obtener resultados y derivar conclusiones firmes publicadas en revistas científicas. Dichas conclusiones se enumeran a continuación y todas ellas se enmarcan en el rango de iluminación mesópico y la visión excéntrica:

**1. En sujetos jóvenes, el contraste umbral mejora empleando lámparas con un mayor contenido en longitud de onda corta, como la lámpara de halogenuros metálicos.** Esto se debe al aumento en el nivel de excitación de bastones y conos S que favorecen la detección de estímulos presentados en el campo visual periférico durante la conducción nocturna. Sin embargo, **el envejecimiento ocular provoca un aumento del contraste umbral con este tipo de lámparas.** La causa fundamental es el efecto del cristalino envejecido en la excitación del sistema de bastones calculada. Por otro lado, **al emplear lámparas como la de sodio de alta presión, cuyo espectro presenta un menor contenido en longitudes de onda corta, el envejecimiento ocular no influye significativamente en la capacidad de detección.**

2. La comparación entre las medidas realizadas con los sistemas de fotometría fotópico y MES2 propuesto por la CIE, permite afirmar que **el sistema de fotometría no es responsable de las interacciones encontradas entre la edad y el tipo de lámpara**. No obstante, se confirma que el sistema de fotometría MES2 es el más adecuado en la determinación del nivel de iluminación requerido en el alumbrado público, al incorporar parámetros relevantes como la composición espectral, el nivel de luminancia y la excentricidad, aunque no la edad.

3. **La presencia de cataratas produce un aumento del contraste umbral y del tiempo de reacción** con ambos iluminantes en comparación con el grupo control, debido a la disminución de la transmitancia y al incremento del *scattering* intraocular. Estos aspectos mejoran tras la cirugía de la catarata optimizando, de esta forma, el rendimiento visual en sujetos mayores. Sin embargo, **el beneficio sobre el contraste umbral con iluminantes de mayor contenido en longitudes de onda corta observado en el grupo control desaparece en sujetos pseudofáquicos, debido al envejecimiento de los bastones**.

Por otro lado, **el tipo de iluminante no afecta al tiempo de reacción visual**, independientemente de la edad, la presencia de cataratas o el tipo de lente intraocular. Esto se debe a una menor contribución del componente visual en el tiempo de reacción al emplear un contraste supraumbral.

En cuanto al tipo de lente intraocular, **la incorporación de un filtro para el bloqueo de longitudes de onda corta no afecta negativamente en términos de detección y tiempo de respuesta a bajos contrastes**. Es decir, las lentes intraoculares con filtro amarillo no suponen una desventaja en términos de fotorrecepción durante la conducción nocturna.

4. **En sujetos jóvenes y para contrastes supraumbrales, el tiempo de reacción presenta valores inferiores para la lámpara de halogenuros metálicos, de mayor contenido en longitudes de onda corta, que ante la lámpara de sodio de alta presión**. En cuanto al mecanismo de **ganancia de contraste, en sujetos jóvenes no se observa un efecto de la composición espectral del iluminante**. Este resultado psicofísico se justifica desde el punto de vista fisiológico, ya que la ganancia de contraste no actúa en los fotorreceptores.

5. El fotoestimulador desarrollado por nuestro grupo de trabajo reproduce con éxito dos leyes psicofísicas básicas y un experimento realizado con LEDs, con resultados óptimos fundamentados en la fisiología y psicofísica. De esta forma se consolida su correcto funcionamiento y capacidad para realizar medidas de carácter psicofísico.

# Conclusions

**1.** In young subjects, contrast threshold improves using urban illuminants with greater short-wavelength content, as the metal halide lamp. This is due to the increase in the excitation level of rods and S-cones, which favor the detection of stimuli presented in the peripheral visual field during night driving. However, ocular aging causes an increase in contrast threshold using that lamp. The fundamental cause is the effect of the aged lens on the calculated excitation of the rods system. On the other hand, by using lamps such as high-pressure sodium, whose spectrum has a lower content of short wavelengths, ocular aging does not significantly influence detection capability.

**2.** The comparison between the measurements made with the photopic and the MES2 photometry systems enables us to affirm that the photometry system is not responsible for the interactions found between age and type of illuminant. However, it is confirmed that the MES2 photometry system proposed by the Commission Internationale d'Éclairage is the most appropriate in determining the level of illumination required in public lighting, as it considers in its calculation relevant parameters such as the spectral power distribution of the illuminant, the luminance level and the eccentricity, but not age.

**3.** The presence of cataracts produces an increase in contrast threshold and visual reaction time with both illuminants in comparison with the control group, due to the decrease in light transmission and the increase in intraocular scattering. These aspects improve after cataract surgery, thus enhancing visual performance in old subjects. However, the benefit in contrast threshold when using high-short-wavelength content illuminants, and already observed in the control group, is not obtained in pseudophakic observers, due to rods' aging.

On the other hand, the type of illuminant does not affect visual reaction time, regardless of age, the presence of cataract or the type of intraocular lens. This is due to the reduced contribution of the visual component in reaction time when using a single supra-threshold contrast.

As for the type of intraocular lens, the addition of a yellow filter for blocking short wavelengths does not adversely affect detection and response time. In other words, intraocular lenses with a yellow filter do not pose a disadvantage in terms of photoreception during night driving.

**4.** In young subjects and especially for close-to-threshold contrasts, reaction time is lower for metal halide lamp, which has greater short-wavelength content, than for high-pressure sodium lamp. As regards contrast gain mechanism, in young subjects, no

effect of the spectral power distribution of the illuminant is observed. This psychophysical result is justified from the physiological point of view, since contrast gain does not act on the photoreceptors.

5. The two-channel and four primaries photostimulator developed by our research group successfully reproduces two basic psychophysical laws and an experiment carried out with LEDs, with optimum results based on physiology and psychophysics. In this way, its correct functioning and capacity to carry out measurements of a psychophysical nature is consolidated.

## Líneas futuras

A partir de los experimentos realizados y reflejados en esta memoria, surgen posibles líneas de investigación futuras. La versatilidad de ambos dispositivos experimentales, especialmente del fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios, recientemente calibrado y verificado, ofrece la posibilidad de desarrollar distintas líneas de investigación, principalmente dentro del ámbito clínico, que a continuación se presentan:

En el rango de iluminación mesópico, el estudio de tareas visuales como las descritas en esta memoria es relevante en el contexto de la conducción. Sin embargo, una situación común que el conductor debe afrontar es la presencia de otros vehículos en dirección contraria que, durante la noche, puede provocar deslumbramiento. El deslumbramiento incapacita al sistema visual para operar correctamente, al afectar directamente a la sensibilidad visual y, por consiguiente, a tareas tan importantes como la detección y reacción frente a obstáculos. En cuanto al primero de los dispositivos experimentales descritos, el sistema óptico de doble visión maxwelliana, la posibilidad de intercambiar la fuente de luz permitirá trabajar con iluminantes LED de uso común en el alumbrado público. Además, la implementación de un canal adicional de deslumbramiento es muy factible y permitirá analizar cómo los parámetros que definen dichas fuentes de luz LED (distribución espectral y la luminancia), afectan a la recuperación de la sensibilidad visual. La recuperación tras el deslumbramiento se analizará en primer lugar en sujetos jóvenes con medios ópticos transparentes para definir la interacción entre la distribución espectral del iluminante, la excitación de los fotorreceptores y dicha recuperación. Posteriormente, se analizará la interacción entre la distribución espectral de iluminantes LED, el efecto del deslumbramiento en las capacidades visuales y la transmitancia de lentes intraoculares con y sin filtro para la luz azul. Cabe destacar en relación al último factor, la reciente creación de lentes intraoculares con filtro para longitudes de onda corta y un diseño óptico que permite una reducción efectiva del tiempo de recuperación tras el deslumbramiento. Del mismo modo, y de forma paralela al estudio de lentes intraoculares con distintas propiedades de transmitancia, se pretende abordar cómo la geometría de distintas lentes intraoculares multifocales afecta al contraste umbral de detección, el tiempo de respuesta y la recuperación tras el deslumbramiento, en sujetos pseudofáquicos. Otro sector de la población susceptible a este tipo de investigación son los usuarios de lentes de contacto, así como operados de cirugía refractiva o con trasplante corneal, entre otros.

En resumen, estas líneas de investigación planteadas permitirán comprender de forma más efectiva como los factores descritos influyen en el rendimiento visual de un sector de población creciente y activo en la conducción. Por último, pero no menos

importante, para los grupos de sujetos mencionados, se analizará la influencia de la distribución espectral del iluminante y el nivel de iluminación en las vías aferentes encargadas del reflejo pupilar. Este objetivo se plantea en base a la hipótesis de que la distinta excitación de los fotorreceptores, por un cambio en la composición espectral del estímulo o en la luminancia, afecta de forma diferente a la respuesta pupilar.

Dentro del rango mesópico y enmarcado en el contexto de la conducción nocturna, el empleo de un fotoestimulador de dos canales y cuatro primarios, que ofrece la posibilidad de generar fuentes de luz LED con el espectro deseado, permitiendo definir cuál es el que proporciona el mejor rendimiento visual. Se puede definir la distribución espectral de un LED, caracterizada por parámetros como la temperatura de color correlacionada y el ratio-S/P, que optimice las capacidades visuales. Por otra parte, y dentro del ámbito de la investigación básica, se desarrollará el software necesario para aplicar el método de sustitución silenciosa de fotorreceptores. Este método permite el estudio aislado de la actividad de los distintos fotorreceptores y vías post-receptorales. De hecho, el grupo de Iluminación y Visión ya ha recibido la formación teórica y práctica necesaria para la aplicación de este método. El doctorando, en particular, adquirió los conocimientos de colorimetría necesarios para la comprensión de dicho método durante su estancia en la Universidade do Minho. En esta línea, se pretende acometer el estudio de cómo las distintas propiedades de un estímulo, como su luminancia, propiedades espacio-temporales, y distribución espectral afectan a la percepción visual. La aplicación clínica en sujetos con alteraciones y/o patologías oculares como la retinitis pigmentosa o deficiencias al color, entre otras, puede generar grandes logros dentro de la comunidad científica.

A partir de los resultados ya obtenidos y recogidos en esta memoria, así como de la amplia posibilidad de líneas futuras de investigación, se pueden definir conclusiones relevantes en el ámbito clínico, en la industria de la iluminación y desde la perspectiva de la investigación básica.

# Bibliografía

- Adelson, E. H. (1982). Saturation and adaptation in the rod system. *Vis Res.* 22(10), 1299-1312.
- Aguilar, M. y Stiles, W. (1954). Saturation of the rod mechanism of the retina at high levels of illumination. *Optica Acta.* 1(1), 59-65.
- Aguirre, R. C., Colombo, E. M. y Barraza, J. F. (2008). Effect of glare on simple reaction time. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 25(7), 1790-1798.
- Aguirre, R. C., Elisa, C. y Barraza, J. F. (2011). Effect of glare on reaction time for peripheral vision at mesopic adaptation. *J Opt Soc Am A.* 28(10), 2187-2191.
- Akashi, Y. y Rea, M. (2002). Peripheral detection while driving under mesopic light level. *J Illum Engin Soc.* 31, 85-89.
- Akashi, Y., Rea, M. S. y Bullough, J. D. (2007). Driver decision making in response to peripheral moving targets under mesopic light levels. *Lighting Res Technol.* 39(1), 53-67.
- Alexander, I., Cuthbertson, F. M., Ratnarajan, G., Safa, R., Mellington, F. E., Foster, R. G., Downes, S. M. y Wulff, K. (2014). Impact of cataract surgery on sleep in patients receiving either ultraviolet-blocking or blue-filtering intraocular lens implants. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 55(8), 4999-5004.
- Allen, D. y Vasavada, A. (2006). Cataract and surgery for cataract. *BMJ.* 333, 128-132.
- Allen, M. y Vos, J. J. (1967). Ocular scattered light and visual performance as a function of age. *American Journal of Optometry and archives of American Academy of Optometry.* 44(11), 717-727.
- Anthony, M., Ohzawa, I. y Freeman, R. D. (2000). Contrast gain control in the visual cortex: monocular versus binocular mechanisms. *J Neurosci.* 20(8), 3017-3032.
- Artal, P., Ferro, M., Miranda, I. y Navarro, R. (1993). Effects of aging in retinal image quality. *J Opt Soc Am A.* 10(7), 1656-1662.
- Artigas, J. M., Capilla, P., Felipe, A. y Pujol, J. (1995). *Óptica Fisiológica: Psicofísica de la Visión. Interamericana McGraw-Hill.*
- Artigas, M. J., Felipe, A., Navea, A., Fandiño, A. y Artigas, C. (2012). Spectral transmission of the human crystalline lens in adult and elderly persons: color and total transmission of visible light. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 53(7), 4076-4084.
- Artigas, J. M., Felipe, A., Navea, A., Artigas, C. y García-Domene, M. C. (2012). Spectral transmittance of intraocular lenses under natural and artificial illumination: criteria analysis for choosing a suitable filter. *Ophthalmology.* 118(1), 3-8.
- Atchinson, D. A. y Smith, G. (2000). *Optics of the Human Eye.* Oxford, UK. Butterworth-Heinemann. ISBN: 978-0-750637-75-6.
- Attwell, D. y Laughlin, S. B. (2001). An energy budget for signaling in the grey matter for the brain. *J Cereb Blood Flow Metab.* 21(10); 1133-1345.
- Baccus, S. A. y Meister, M. (2002). Fast and slow contrast adaptation in retinal circuitry. *Neuron.* 36(5), 909-919.

- Bandyopadhyay, S., Saha, M., Chakrabarti, A. y Sinha, A. (2016). Effect on contrast sensitivity after clear, yellow and orange intraocular lens implantation. *Int Ophthalmol.* 36(3), 313-318.
- Baptista, A. M. G. y Nascimento, S. M. C. (2014). Changes in spatial extent and peak double optical density of human macular pigment with age. *Journal of the Optical Society of America A.* 31, 87-92.
- Barbur, J. L. (1982). Reaction-time determination of the latency between visual signals generated by rods and cones. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2, 179-185.
- Barišić, A., Dekaris, I., Gabrić, N., Bosnar, D., Lazić, R., Karaman Martinović, Ž. y Kondza-Krstonijević, E. (2007). Blue light filtering intraocular lenses in phacoemulsification cataract surgery. *Coll Antropol.* 31(suppl 1), 57-60.
- Barker, F. M. y Brainard, G. C. (1991). The direct spectral transmittance of the excised human lens as a function of age. Food and Drug Administration U. S.
- Barlow, H. B. (1957). Noise and the visual threshold. *Nature.* 180(4599), 1405.
- Beaudoin, D. L., Borghuis, B. G. y Demb, J. B. (2007). Cellular basis for contrast gain control over the receptive field center of mammalian retinal ganglion cells. *J Neurosci.* 27(10), 2636-2645.
- Beaudoin, D. L., Manookin, M. B. y Demb, J. B. (2008). Distinct expressions of contrast gain control in parallel synaptic pathways converging on a retinal ganglion cell. *J Physiol.* 586(22), 5478-5502.
- Berman, S. M. (1992). Energy efficiency consequences of stochastic sensitivity. *J Illum Eng Soc.* 21, 3-14.
- Bernadete, E. A., Kaplan, E. y Knight, B. W. (1992). Contrast gain in the primate retina: P cells are not like, some M cells are. *Vis Neurosci.* 8, 483-486.
- Bernadete, E. A., Kaplan, E. y Knight, B. W. (1992). Contrast gain control in the primate retina: P cells are not X-like, some M cells are. *Visual Neuroscience.* 8, 483-486.
- Bernadete, E. A. y Kaplan, E. (1999). The dynamics of primate M retinal ganglion cells. *Vis Neurosci.* 16, 355-368.
- Berrio, E., Tabernerero, J. y Artal, P. (2010). Optical aberrations and alignment of the eye with age. *Journal of Vision.* 10(14)34, 1-17.
- Blackwell, H. R. (1946). Contrast Thresholds of the Human Eye. *Journal of the Optical Society of America.* 36(11), 624-643.
- Bodrogi, P., Schiller, Ch. y Khanh, T. Q. (2015). Testing the CIE system for mesopic photometry in a threshold detection experiment. *Lighting Res Technol.* 0, 1-13.
- Boettner, E. A. y Wolter, J. R. (1962). Transmission of the ocular media. *Invest Ophthalmol.* 1, 776-783.
- Boettner, E. A. (1967). Spectral transmittance of the eye. *Report of the University of Michigan.* Usaf School of Aerospace Medicine. AF41-609-2966.
- Bone, R. A., Landrum, J. T. y Tarsis, S. L. (1985). Preliminary identification of the human macular pigment. *Vis Res.* 25, 1531-1535.
- Bone, R. A., Landrum, J. T., Fernandez, L. y Tarsis, S. L. (1988). Analysis of the macular pigment by HPLC: retinal distribution and age study. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 29, 843-849.

- Bone, R. A. y Landrum, J. T. (1984). Macular pigment in Henle fiber membranes: a model for Haidinger's brushes. *Vis Res.* 24, 103-107.
- Bone, R. A., Landrum, J. T. y Tarsis, S. L. (1992). Optical-density spectra of the macular pigment *in vivo* and *in vitro*. *Vis Res.* 32, 105-110.
- Boyce, P. R., Akashi, Y., Hunter, C.M. y Bullough, J. D. (2003). The impact of spectral power distribution of an achromatic visual task. *Lighting Res Technol.* 35, 141-161.
- Boyce, P.R. (2006) Lighting, visibility and the ageing workforce. *Lighting Journal.* 7, 31-36.
- Boycott, B. B. y Wassle, H. (1991). Morphological classification of bipolar cells of the primate retina. *European Journal of Neuroscience.* 3, 1069-1088.
- Boynton, R. M. y Whitten, D. N. (1970). Visual adaptation in monkey cones: recording of late receptor potentials. *Science.* 178, 1423-1426.
- Boynton, R. M. (1986). A system of photometry and colorimetry based on cone excitations. *Color Res & Appl.* 11, 244-252.
- Breitmeyer, B. G. (1975). Simple reaction time as a measure of the temporal response properties of transient and sustained channels. *Vision Res.* 15(12), 1411-1412.
- Broendsted, A. E., Hansen, M. S., Lund-Andersen, H., Sander, B. y Kessel, L. (2011). Human lens transmission of blue light: a comparison of autofluorescence-based and direct spectral transmission determination. *Ophthalmic research.* 46(3), 118-124.
- Bron, A. J, Vrensen, G. F., Koretz, J., Maraini, G. y Harding, J. J. (2000). The ageing lens. *Ophthalmologica.* 214(1), 86-104.
- Brown, S. P. y Masland, R. H. (2001). Spatial scale and cellular substrate of contrast adaptation by retinal ganglion cells. *Nat Neurosci.* 4, 44-51.
- Buck, S. L., Sanocki, E. y Knight, R. (1997). "Do rod signals add with S cone signals in increment detection", in *Colour Vision Deficiencies*, C. Cavonius (ed.), (Dordrecht: Kluwer), 451-458.
- Bühren, J., Terzi, E., Bach, M., Wesemann, W. y Kohnen, T. (2006). Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions: comparison of three tests. *Optometry and Vision Science.* 83(5), 290-298.
- Bullough, J. D., y Rea, M. S. (2000). Simulated driving performance and peripheral detection at mesopic and low photopic light levels. *Lighting Res Technol.* 32, 194-198.
- Bullough, J. D. (2015). Spectral sensitivity modeling and nighttime scene brightness perception. *LEUKOS.* 11, 11-17.
- Burbeck, C. A. y Kelly, D. H. (1981). Contrast gain measurements and the transient/sustained dichotomy. *J Opt Soc Am A.* 71(11), 1335-1342.
- Burrone, J. y Lagnado, L. (1997). Electrical resonance and Ca<sup>2+</sup> influx in the synaptic terminal of depolarizing bipolar cells from the goldfish retina. *J Physiol.* 505, 571-584.
- Calkins, D. J. (2001) Seeing with S cones. *Progress in Retinal and Eye Research.* 20(3), 255-287.

- Campbell, F. R. y Robson, J. G. (1968). Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. *J Physiol.* 197, 551-566.
- Cao, D., Pokorny, J. y Smith, V. C. (2005). Matching rod percepts with cone stimuli. *Vis Res.* 45, 2119-2128.
- Cao, D., Zele, A. J. y Pokorny, J. (2007). Linking impulse response functions to reaction time: rod and cone reaction time data and a computational model. *Vision Res.* 47(8), 1060-1074.
- Cao, D., Zele, A. J. y Pokorny, J. (2008). Chromatic discrimination in the presence of incremental and decremental rod pedestals. *Visual Neuroscience.* 25, 399-404.
- Cao, D., Lee, B. B. y Sun, H. (2011). Combination of rod and cone inputs in parasol ganglion cells of the magnocellular pathway. *J Vis.* 10(11), 1-22.
- Cao, D. y Pokorny, J. (2011). Rod and cone contrast gains derived from reaction time distribution modeling. *J Vis.* 10(2), 1111-1115.
- Carandini, M. (2000). Visual cortex: fatigue and adaptation. *Curr Biol.* 10(16), R605-607.
- Cavanagh, P., MacLeod, D. I. A. y Anstis, S. M. (1987). Equiluminance: spatial and temporal factors and the contribution of blue-sensitive cones. *J Opt Soc Am A.* 4, 1428-1438.
- Cengiz, C., Puolakka, M. y Halonen, L. (2014). Reaction time measurements under mesopic light levels: Towards estimation of the visual adaptation field. *Lightin Res Technol.* 0, 1-17.
- Cengiz, C., Maksimainen, M., Puolakka, M. y Halonen, L. (2015). Contrast threshold measurements of peripheral targets in night-time driving images. *Lighting Res Technol.* 0, 1-11.
- Chander, D. y Chichilnisky, E. J. (2001). Adaptation to temporal contrast in primate and salamander retina. *J Neurosci.* 21, 9904-9916.
- Chang, Y., Lee, F-L., Chen, S-J. y Chen, S-F. (2002). Optical measurement of human retinal macular pigment and its spatial distribution with age. *Med Phys.* 29(11), 2621-2628.
- Chang, Y., Lee, F. L., Chen, S. J. y Chan, S. F. (2002). Optical measurement of human retinal macular pigment and its spatial distribution with age. *Medical Physics.* 29, 2621-2628.
- Chylack, L. T., Wolfe, J. K., Singer, D. M., Leske, M. C., Bullimore, M. A., Bailey, I. L., Friend, J., McCarthy, D. y Wu, S. Y. (1993). The lens opacities classification system III. The longitudinal study of cataract study group. *Arch Ophthalmol.* 111(6), 831-836.
- Cionni, R. J. y Tsai, JH. (2006). Color perception with AcrySof Natural and AcrySof single-piece intraocular lenses under photopic and mesopic conditions. *J Cataract Refract Surg.* 32, 236-242.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* Lawrence Erlbaum Associates.
- Colombo, E., Comastri, S., Issolio, L. y Echarri R. (2007). Pupil light reflex produced by glare under mesopic adaptation. *Journal of Light & Visual Environment.* 31(2), 70-79.
- Commission Internationale de l'Éclairage (1992). *Road lighting as an accident countermeasure.* CIE Publication 093:1992. ISBN: 9783900734305.

- Commission Internationale de l'Éclairage (2010). Recommended System for Visual Performance Based Mesopic Photometry. CIE Publication 191:2010. ISBN: 978-3-901906-88-6.
- Costello, M. J., Johnsen, S., Gilliland, K. O., Freel, C. D. y Fowler, W. C. (2007). Predicted light scattering from particles observed in human age-related nuclear cataracts using Mie scattering theory. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 48, 303-312.
- Costello, M. J., Johnsen, S., Metlapally, S., Gilliland, K. O., Frame, L. y Balasubramanian, D. (2010). Multilamellar spherical particles as potential sources of excessive light scattering in human age-related nuclear cataracts. *Exp Eye Res.* 91, 881-889.
- Crassini, B., Brown, B. y Bowman, K. (1988). Age-related changes in contrast sensitivity in central and peripheral retina. *Perception.* 17(3), 315-332.
- Crawford, B. H. (1947). Visual adaptation in relation to brief conditioning stimuli. *Proceedings of the Royal Society B.* 134, 283-302.
- Curcio, C. A., Allen, K. A., Sloan, K. R., Lerea, C. L., Hurley, J. B., Klock, I. B. y Milam, A. H. (1991). Distribution and morphology of human cone photoreceptors stained with anti-blue opsin. *Journal of Comparative Neurology.* 312, 610-624.
- Curcio, C. A., Millican, C. L., Allen, K. A. y Kalina, R. E. (1993). Aging of the human photoreceptor mosaic: evidence for selective vulnerability of rods in central retina. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 34(12), 3278-3296.
- Curcio, C. A., y Drucker, D. N. (1993). Retinal ganglion cells in Alzheimer's disease and aging. *Annals of neurology.* 33(3), 248-257.
- Curcio, C. A., Owsley, C. y Jackson, G. R. (2000). Spare the rods, save the cones in aging and age-related maculopathy. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 41(8), 2015-2018.
- Cuthbertson, F. M., Peirson, S N., Wulff, K., Foster, R. G. y Downes, S. M. (2009). Blue light-filtering intraocular lenses: review of potential benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg.* 35(7), 1281-1297.
- D'Zmura, M. y Lennie, P. (1986). Shared pathways for rod and cone vision. *Vis Res.* 26, 1273-1280.
- Daitch, J. M., y Green, D. G. (1969). Contrast sensitivity of the human peripheral retina. *Vision Res.* 9, 947-952.
- Davison, J. A., Patel, A. S., Cunha, J. P., Schwiegerling, J. y Muftuoglu, O. (2011). Recent studies provide an updated clinical perspective on blue light-filtering IOLs. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 249(7), 957-968.
- Daw, N. W., Jensen, E. J. y Bunken, W. J. (1990). Rod pathways in the mammalian retinae. *Trends in Neurosciences.* 13, 110-115.
- De Vries, H. L. (1943). The quantum character of light and its bearing upon threshold of vision, the differential sensitivity and visual acuity of the eye. *Physica.* 10, 553-564.
- de Waard, P. W., Ijspeert, J. K., van den Berg, T. J. y de Jong, P. T. V. M. (1992). Intraocular light scattering in age-related cataracts. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 33(3), 618-625.
- Demb, J. B. (2002). Multiple mechanisms for contrast adaptation in the retina. *Neuron.* 36(5), 781-783.

- Demb, J. B. (2008). Functional circuitry of visual adaptation in the retina. *J Physiol.* 18, 4377-4384.
- DeMonasterio, F. M., Schein, S. J. y McCrane, E. P. (1981). Staining of blue-sensitive cones of the macaque retina by a fluorescent dye. *Science.* 213(4513), 1278-1281.
- Díez-Ajenjo, M. A., García-Domene, M. C., Peris-Martínez, C., Artigas, J. M. y Felipe, A. (2014). Effect of the color of the intraocular lens on optical and visual quality. *Indian J Ophthalmol.* 62(11), 1064-1068.
- Dillon, J., Zheng L., Merriam J. C. y Gaillard E. R. (2000). Transmission spectra of light to the mammalian retina. *Photochem Photobiol.* 71, 225-229.
- Dillon, J., Zheng, L., Merriam, J. C. y Gaillard, E.R. (2004). Transmission of light to the aging human retina: possible implications for age related macular degeneration. *Exp Eye Res.* 79, 753–759.
- Durlak, J. (2009). How to select, calculate, and interpret effect size. *Journal of Pediatric Psychology.* 34(9), 917-928.
- Eberhard, R., Roberti P. y Prunte C. (2009). Intraindividual comparison of color perception and contrast sensitivity with and without a blue light-filtering intraocular lens. *Eur J Ophthalmol.* 19, 235-239.
- Ekrias, A., Eloholma, M. y Halonen, L. (2007) Analysis of Road Lighting Quantity and Quality in Varying Weather Conditions. *LEUKOS: The Journal of the Illuminating Engineering Society of North America.* 4(2), 89-98.
- Elliot, D. B., Patla, A. E., Durniss, M. y Adkin, A. (2000). Improvements in clinical and functional vision and quality of life after second eye cataract surgery. *Optom Vis Sci.* 77(1), 13-24.
- Eloholma, M., Ketomäki, J. y Halonen, L. (2001). Road lighting – luminance and visibility measurements. *Proceedings of Espoo Finland 2004.*
- Eloholma, M. y Halonen, L. (2006). New model for mesopic photometry and its application to road lighting. *LEUKOS.* 2(4), 263-293.
- Eloholma, M., Ketomäki, J., Orreveteläinen, P. y Halonen, L. (2006). Visual performance in night-time driving conditions. *Ophthalmic Physiol Opt.* 26(3), 254-263.
- Emsbach, M. y Friedel, B. (1999). Traffic accidents of senior citizen car drivers. *Z Gerontol Geriatr.* 32(5), 318-325.
- Englisch, D., Bodrogi, P., Schiller, C. y Khanh, T. Q. (2016). Mesopic increment detection sensitivity, Part 2: Modelling mesopic detection sensitivity. *Lighting Res Technol.* 0, 1-14.
- Enoch, J. M. y Lakshminarayanan. (1981). Vertebrate Photoreceptor Optics. *Springer Series in Optics Sciences.*
- Espíndola, R. F., Santhiago, M. R. y Kara-Júnior, N. (2012). Effect of aspherical and yellow tinted intraocular lens on blue-on-yellow perimetry. *Arg Bras Ophthalmol.* 75(5), 316-319.
- Etzioni, D. A., Liu, J. H., Maggard, M. A. y Ko, C. Y. (2003). The aging population and its impact on the surgery workforce. *Ann Surg.* 238, 170-177.
- Falkner-Radler, C. I., Benesch, T. y Binder, S. (2008). Blue light-filter intraocular lenses in vitrectomy combined with cataract surgery: results of a randomized controlled clinical trial. *Am J Ophthalmol.* 145, 499-503.

- Feeney-Burns, L., Burns, R. P. y Gao, C. L. (1990). Age-related macular change sin humans over 90 years old. *Am J Ophthalmol.* 109, 265-278.
- Felipe, A., Buades, M. J. y Artigas, J. M. (1993). Influence of the contrast sensitivity function on reaction time. *Vision Res.* 33, 2461-2466.
- Fotios, S. A. y Cheal, C. (2007). Lighting for subsidiary streets: investigation of lamps of different SPD. Part 1 – Visual performance. *Lighting Res Technol.* (39)5, 215-232.
- Fotios, S. y Cheal, C. (2009). Obstacle detection: A pilot study investigating the effects of lamp type, illuminance and age. *Lighting Res Technol.* 41(4), 321-342.
- Fotios, S. y Goodman, T. (2012). Proposed UK guidance for lighting in residential roads. *Lighting Res Technol.* 44, 69-83.
- Franchak, J. M. y Adolph, K. E. (2010). Visually guided navigation: Head-mounted eye-tracking of natural locomotion in children and adults. *Vis Res.* 50, 2766-2774.
- Freiding, A., Eloholma, J., Ketomäki, J., Halonen, L., Walkey, H., Goodman, T., Alferdinck, J., Várady, G. y Bodrogi, P. (2007). Mesopic visual efficiency I: detection threshold measurements. *Lighting Res Technol.* 39, 319-334.
- Fry, G. A. (1954). A re-evaluation of the scattering theory of glare. *Illuminating Engineering Society.* 49, 98.
- Gaillard, E. R., Zheng L., Merriam, J. C. y Dillon, J. (2000). Age-related changes in the absorption characteristics of the primate lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 41, 1454-1459.
- Gao, H. y Hollyfield, J. G. (1992) Aging of the human retina – differential loss of neurons and retinal pigment epithelial cells. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 33, 1-17.
- García Vesga, D. (2015). *Construcción y caracterización de un fotoestimulador de cuatro primarios y dos canales* (Trabajo Fin de Grado). Universidad de Valladolid, Valladolid, España.
- Gartner, S. y Henkind, P. (1981). Aging and degeneration of the human macula. I. Outer nuclear layer and photoreceptors. *Br J Ophthalmol.* 65, 23-28.
- Gaudry, K. S., y Reinagel, P. (2007). Benefits of contrast normalization demonstrated in neurons and model cells. *J Neurosci.* 27, 8071-8079.
- Geisler, W. S. (1981). Effects of bleaching and backgrounds on the flash response of the cone system. *J Physiol.* 312(1), 413-434.
- Gillespie-Gallery, H., Konstantakopoulou, E., Harlow, J. A. y Barbur, J. L. (2013). Capturing Age-Related Changes in Functional Contrast Sensitivity with Decreasing Light Levels in Monocular and Binocular Vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 54(9), 6093-6103.
- Goodman, T., Forbes A., Walkey H., Eloholma M., Halonen L., Alferdinck J., Freiding A., Bodrogi P., Várady, G. y Szalmas, A. (2007). Mesopic visual efficiency IV: a model with relevance to nighttime driving and other applications. *Lighting Res Technol.* 39, 365-392.
- Grabowski, P. J. y Mason, A. H. (2013). Luminance contrast influences reaction time in young and older adults. *ACHI 2013. The sixth international conference on advances in computer-human interactions.* Lisbon, Portugal. 222-227.

- Gray, R., Hill W., Neuman, B., Houtman, D. y Potvin, R. (2012). Effects of a blue light-filtering intraocular lens on driving safety in glare conditions. *J Cataract Refract Surg.* 38, 816-822.
- Greenstein, V. C., Chiosi, F., Baker, P., Seiple, W., Holopigian, K., Braunstein, R. E. y Sparrow, J. R. (2008). Scotopic sensitivity and color vision with a blue-light-absorbing intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 33, 667-672.
- Gruber, N., Mosimann, U. P., Müri, R. M. y Nef, T. (2013). Vision and night driving abilities of elderly drivers. *Traffic Inj Prev.* 14(5), 477-485.
- Ham, W. T. Jr., Mueller, H. A., Ruffolo, J. J. Jr. y Clarke, AM. (1979). Sensitivity of the retina to radiation damage as a function of wavelength. *Photochem Photobiol.* 29, 735-743.
- Ham, W. T. Jr., Mueller, H. A. y Sliney, D. H. (1976). Retinal sensitivity to damage from short wavelength light. *Nature.* 260, 153-155.
- Ham, W. T. Jr., Ruffolo, J. J. Jr., Mueller, H. A. y Guerry, D. (1980). The nature of retinal radiation damage: dependence on wavelength, power level and exposure time. *Vision Res.* 20, 1105-1111.
- Handelman, G. J., Dratz, E. A., Reay, C. C. y van Kuijk, F. J. G. M. (1988). Carotenoids in the human macula and whole retina. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 29, 850-855.
- Harman, A., Abrahams, B., Moore, S. y Hoskins, R. (2000). Neuronal density in the human retinal ganglion cell layer from 16-77 years. *Anat Rec.* 260, 124-131.
- Harwerth, R.S. y Levi, D. M. (1978). Reaction time as a measure of suprathreshold grating detection. *Vision Res.* 18(11), 1579-1586.
- Hayashi, K. y Hayashi, H. (2006). Visual function in patients with yellow tinted intraocular lenses compared with vision in patients with non-tinted intraocular lenses. *Br J Ophthalmol.* 90(8), 1019-1023.
- Hayhoe, M. M. Levin, M. E. y Koshel, R. J. (1992). Subtractive processes in light adaptation. *Vis Res.* 32(2), 323-333.
- He, Y., Bierman, A. y Rea, M. (1998). A system of mesopic photometry. *Lighting Res Technol.* 30(4), 175-181.
- He, Y., Rea, M., Bierman, A. y Bullough, J. (1997). Evaluating light source efficacy under mesopic conditions using reaction times. *J Illum Eng Soc.* 26(1), 125-138.
- He, Y., Bierman, A. y Rea, M. S. (1998). A system of mesopic photometry. *Lighting Res Technol.* 30(4), 175-181.
- Hecht, S., Haig, C. y Wald, G. (1935). The dark adaptation of retinal fields of different size and location. *J Gen Physiol.* 19, 321-337.
- Hecht, S., Haig, C. y Chase, A. M. (1937). The influence of light adaptation on subsequent dark adaptation of the eye. *J Gen Physiol.* 20(6), 831-850.
- Holmes N. P., Plainis, S. y Murray, I. J. (2000). Reaction time as a behavioural measure of contrast gain; comparison of low and high luminance levels and different eccentricities. *Perception.* 29(Suppl), 78.
- Holmes, D. J. y Meese, T. S. (2004). Grating and plaid masks indicate linear summation in a contrast gain pool. *J Vis.* 4(12), 1080-1089.

- Hood, D. y Finkelstein, M. (1986). Sensitivity to light. En: K. Boff, L. Kaufman y J. Thomas (Eds). *Handbook of Perception and Human Performance*. Vol 1, 5.1- 5.66. New York: Wiley-Interscience.
- Hood, D. C., Ghadiali, Q., Zhang, J. C., Graham, N. V., Wolfson, S. S. y Zhang, X. (2006). Contrast-response functions for multifocal visual evoked potentials: A test of a model relating V1 activity to multifocal visual evoked potentials activity. *J Vis.* 6(5), 580-593.
- Jackson, G. R., Owsley, C. y McGwin, G Jr. (1999). Aging and dark adaptation. *Vis Res.* 39, 3975-3982.
- Jackson, G. R. y Owsley, C. (2000). Scotopic sensitivity during adulthood. *Vis Res.* 40, 2467-2473.
- Jackson, G. R., Owsley, C. y Curcio, C. A. (2002). Photoreceptor degeneration and dysfunction in aging and age-related maculopathy. *Ageing Res Rev.* 1, 381-396.
- Jackson, G. R. y Owsley, C. (2000). Scotopic sensitivity during adulthood. *Vis Res.* 40, 2467-2473.
- Jacoby, R., Stafford, D., Kouyama, N. y Marshak, D. (1996). Synaptic inputs to ON parasol ganglion cells in the primate retina. *J Neurosci.* 16, 8041-8056.
- Jaeken, B., Lundström, L. y Artal, P. (2011). Peripheral aberrations in the human eye for different wavelengths: off-axis chromatic aberration. *J Opt Soc Am A.* 28(9), 1871-1879.
- Jonas, J. B., Schneider, U. y Naumann, G. O. H. (1992). Count and density of human retinal photoreceptors. *Graef Arch Clin Exp Ophthalmol.* 230, 505-510.
- Judd, D. B. (1951). Report of U.S. Secretariat Committee on Colorimetry and Artificial Daylight. *In Proceedings of the Twelfth Session of the CIE, Stockholm.* 1, 11. Paris: Bureau Central de la CIE.
- Kamiya, K., Umeda, K., Kobashi, H., Shimizu, K., Kawamorita, T. y Uozato, H. (2012). Effect of aging on optical quality and intraocular scattering using the double-pass instrument. *Curr Eye Res.* 37(10), 884-888.
- Kaneko, A. y Tachibana, M. (1986). The identification of nonlinear biological systems: Wiener and Hammerstein cascade models. *Biol Cybern.* 55, 135-144.
- Kaplan, E. y Shapley, R. M. (1986). The primate retina contains two types of ganglion cells, with high and low contrast sensitivity. *Proceedings of National Academy of Science USA.* 83, 2755-2757.
- Kaplan, E. (2004). The M, P, and K pathways of the primate visual system. *The Visual Neurosciences*. Eds L. M. Chalupa and J. Wener, 481-493. Cambridge, MA: MIT Press.
- Kara-Junior, N., Espíndola, R. F., Gomes, B. A., Ventura, B., Smadja, D. y Santhiago, M. R. (2011). Effects of blue light-filtering intraocular lenses on the macula, contrast sensitivity, and color vision after a long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg.* 37(12), 2115-2119.
- Karthus, M. y Falkenstein, M. (2016). Functional Changes and Driving Performance in Older Drivers: Assessment and Interventions. *Geriatrics (Basel).* 1(2), 12.
- Kelly-Pérez I., Méndez-Aguilar, E. M., Treviño-Palacios, C. G., Bruce, N. C., Berriel-Valdo, L. R., Al-Hohamedi, H. y Bende, T. (2018). Wavelength-dependent scattering in human eye with cataracts. *J Biophotonics.* 11(8), e201700235.

- Kessel, L., Lundeman, J. H., Herbst, K., Andersen, T. V. y Larsen, M. (2010). Age-related changes in the transmission properties of the human lens and their relevance to circadian entrainment. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 36(2), 308-312.
- Kim, K. J. y Rieke, F. (2001). Temporal contrast adaptation in the input and output signals of salamander retinal ganglion cells. *J Neurosci*. 21, 287-299.
- Kim, K. J. y Rieke, F. (2003). Slow Na<sup>+</sup> inactivation and variance adaptation in salamander retinal ganglion cells. *J Neurosci*. 23, 1506-1516.
- Kimlin J. A., Black, A. A. y Wood, J. M. (2017). Nighttime driving in older adults: effects of glare and association with mesopic visual function. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 58(5), 2796-2803.
- Kingdom, F. A. A. y Prins, N. (2016). *Psychophysics: A Practical Introduction*. Second Edition. California, USA: Elsevier Ltd. ISBN: 978-0-12-407156-8.
- Kinney, J. A. S. (1958). Comparison of scotopic, mesopic and photopic spectral sensitivity curves. *J Opt Soc Am A*. 48(3), 1985.
- Kirschfeld, K., (1982). Carotenoid pigments: their possible role in protecting against photooxidation in eyes and photoreceptor cells. *Proc R Soc London Ser*. 216, 71-85.
- Kline, D. W., Ikeda, D. M. y Schieber, F. J. (1982). Age and temporal resolution in color vision: When do red and green make yellow. *Journal of Gerontology*. 37, 705-709.
- Kline, D. W. y Schieber, F. (1985). Vision and aging. In Birren J. E. & Schaie K. W. (Eds), *Handbook of the psychology of aging*. (2<sup>nd</sup> edition), 296-331. New York: Van Nostrand.
- Klein, B. E., Klein, R. y Linton, K. L. (1992) Prevalence of age-related lens opacities in a population. The Beaver Dam Eye Study. *Ophthalmology*. 99(4), 546-562.
- Klein, B. E., Klein, R., Lee, K. E. y Cruickshanks, K. J. (1999). Associations of performance-based and self-reported measures of visual function: the Beaver Dam Eye Study. *Ophthalmic Epidemiol*. 6(1), 49-60.
- Kolb, H., Linberg, K. A. y Fisher, S. K. (1992). Neurons of the human retina: a Golgi study. *Journal of Comparative Neurology*. 31, 147-187.
- Kolb, H., Nelson, R., Fernández, E., y Jones, B. (1995). *The Organization of the Retina and Visual System*. Salt Lake City (UT): University of Utah Health Sciences Center.
- Kosnik, W., Winslow, L., Kline, D. W. y Rasinski, K. (1988). Visual Changes in Daily Life Throughout Adulthood. *Journal of Gerontology*. 43(3), 63-70.
- Krauskopf, J. y Mollon, J. D. (1971). The independence of the temporal integration properties of individual chromatic mechanisms in the human eye. *J Physiol*. 219, 611-623.
- Krauskopf, J. y Mollon, J.D. (1971). The independence of the temporal integration properties of individual chromatic mechanisms in the human eye. *J Physiol*. 219(3), 611-623.
- Kupfer, C. (1985). Bowman Lecture. The conquest of cataract: a global challenge. *Trans Ophthalmol Soc U K*. 104, 1-10.
- Kuroda, T., Fujikado, T., Maeda, N., Oshika, T., Hirohara, Y. y Mihashi, T. (2002). Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. *Am J of Ophthalmol*. 134(1), 1-9.

- Kurylo, D. D., Chung, C., Yeturo, S. y Lanza, J. (2015). Effects of contrast, spatial frequency, and stimulus duration on reaction time in rats. *Vision Res.* 106, 20-26
- Labuz, G., Yildirim, T. M., van den Berg, T. J. T. P., Khoramnia, R. y Auffarth, G. U. (2018). Assessment of straylight and the modulation transfer function of intraocular lenses with centrally localized opacification associated with the intraocular injection of gas. *J Cataract Refract Surg.* 44(5), 615-622.
- Lachenmayr, B. (2003). Visual Requirements for Road Traffic. *Deutsches Ärzteblatt*, 100, A624–A634.
- Lachenmayr, B. (2006). Traffic ophthalmology. Assessment of ability to drive in road traffic. *Ophthalmologie.* 103(5), 425-443.
- Lamb, T. D. (1980). Spontaneous quantal events induced in toad rods by pigment bleaching. *Nature.* 287, 349-351.
- Landers, J., Tan, T., Yuen, J. y Liu, H. (2007). Comparison of visual function following implantation of AcrySof Natural intraocular lenses with conventional intraocular lenses. *Clin Exp Ophthalmol.* 35, 152-159.
- Lange, G., Denny, N. y Frumkes, T. E. (1997). Suppressive rod-cone interactions: evidence for separate retinal (temporal) and extraretinal (spatial) mechanisms in achromatic vision. *J Opt Soc Am A.* 14(9), 2487-2498.
- Lavric, A. y Pompe, M. T. (2014). Do blue-light filtering intraocular lenses affect visual function? *Optom Vis Sci.* 91(11), 1348-1354.
- Lee, B. B., Pokorny J., Smith V. C. y Kremers J. (1994). Responses to pulses and sinusoids in macaque ganglion cells. *Vis Res.* 34, 3081-3096.
- Lee, B. B., Smith V. C., Pokorny J. y Kremers J. (1997). Rod inputs to macaque ganglion cells. *Vision Research.* 37, 2813-2828.
- Lee, B. B., Martin, P. R. y Uünert, G. R. (2010). Retinal connectivity and primate vision. *Prog Ret Eye Res.* 29, 622-639.
- Lee, J. y Stromeyer, C. F. (1989). Contribution of human short-wave cones to luminance and motion detection. *Journal of Physiology.* 413, 563-593.
- Lee, R. M., Lam, F. C., y Liu, C. S. (2012). Blue-blocking intraocular implants should be used routinely during phacoemulsification surgery-no. *Eye (Lond).* 26(11), 1400-1401.
- Legge, G. E., Rubin, G. S., y Luebker, A. (1987). The role of contrast in normal vision. *Vis Res.* 27(7), 1165-1677.
- Leibovitch, I., Lai, T., Porter, N., Pietris, G., Newland, H., y Selva, D. (2006). Visual outcomes with the yellow intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand.* 84, 95-99.
- Lennie, P. (1993). Roles of M and P pathways. *Contrast sensitivity.* R. Shapley y D. M. K. Lam. Eds. MIT Press. 201-213. Cambridge, Mass.
- Lewis, A. L. (1999). Visual performance as a function of spectral power distribution at luminances used for general outdoor lighting. *J Illum Engin Soc.* 28, 37–42.

- Li, X., Kelly D., Nolan, J. M., Dennison, J. L. y Beatly, S. (2017). The evidence informing the surgeon's selection of intraocular lens on the basis of light transmittance properties. *Eye*. 31, 258-272.
- Lindstrom, R. L. y Doddi, N. (1986). Ultraviolet light absorption in intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 12, 285-289.
- Lingard, R. y Rea, M. S. (2002). Off-axis detection at mesopic light levels in a driving context. *J Illum Engin Soc*. 31(1), 33-39.
- MacLeod, D. I. (1972). Rods cancel cones in flicker. *Nature*. 235, 173-174.
- Mainster, M. A. (2005). Intraocular lenses should block UV radiation and violet but not blue light. *Arch Ophthalmol*. 123(4), 550-555.
- Mainster, M. A. y Timberlake, G. T. (2003) Why HID head-lights bother older drivers. *Br J Ophthalmol*. 87(1), 113-117.
- Mainster, M. A. (2006). Violet and blue light blocking intraocular lenses: photoprotection vs photoreception. *Br J Ophthalmol*. 94, 784-792.
- Mainster, M. A. (2010). Blue-blocking IOLs decrease photoreception without providing significant photoprotection. *Surv Ophthalmol*. 55(3), 272-289.
- Manookin, M. B., y Demb J. B. (2006). Presynaptic mechanism for slow contrast adaptation in mammalian retinal ganglion cells. *Neuron*. 50, 453-464.
- Marcos, S. y Burns, S. A. (2000). On the symmetry between eyes of wavefront aberration and cone directionality. *Vis Res*. 40, 2437-2447.
- Marigold, D. S., Weeresteyn, V., Patla, A. E. y Duysens, J. (2007) Keep looking ahead? Re-direction of visual fixation does not always occur during an unpredictable obstacle avoidance task. *Exp Brain Res*. 176(1), 32-42.
- Marimont, D. H. y Wandell, B. A. (1994). Matching color images: the effects of axial chromatic aberration. *J Opt Soc Am A*. 11(12), 3113-3122.
- Marshall, J., Grindle, J., Ansell, P. L. y Borwein, B. (1979). Convolution in human rods: an aging process. *Br J Ophthalmol*. 63(3), 181-187.
- Marshall, J., Cionni, R. J., Davison, J., Ernest, P., Lehmann, R., Maxwell, W. A. y Solomon, K. (2005). Clinical results of the blue-light filtering AcrySof Natural foldable acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 31, 2319-2323.
- Marshall, J. (1978). Ageing changes in human cones. In Proceedings of the 23rd International Congress of Ophthalmology, Kyoto, May 1978 (pp. 375-378). Amsterdam: Excerpta Medica.
- Marshall, J., Grindle, J., Ansell, P. L. y Borwein, B. (1979). Convolution in human rods: An ageing process. *Br J Ophthalmol*. 63, 181-187.
- Matesanz, B. M., Issolio, L., Arranz, I., de la Rosa, C., Menéndez, J. A., Mar, S. y Aparicio, J. A. (2011). Temporal retinal sensitivity in mesopic adaptation. *Ophthalmic Physiol Opt*. 31(6), 615-624.
- Mckeefry, D., Parry, N. R. A. y Murray, I. J. (2003). Simple reaction times in color space: the influence of chromaticity, contrast, and cone opponency. *Invest, Ophthal & Vis Sci*. 44(5), 2267-2276.

- McCluney, R. (1994). Introduction to Radiometry and Photometry. *Artech House*.
- Mellerio, J. (1987). Yellowing of the human lens: nuclear and cortical contributions. *Vis Res.* 27, 1581–1587.
- Méndez-Aguilar, E. M., Kelly-Pérez, I., Berriel-Valdos, L. R. y Delgado-Atencio, J. A. (2017). Simulation and analysis of light scattering by multilamellar bodies present in the human eye. *Biomedical Optics Express.* 8(6), 3029-3044.
- Menees, S. M. (1998). The effect of spatial frequency adaptation on the latency of spatial contrast detection. *Vis Res.* 38, 3933-3942.
- Merino, D., Duncan, J. L., Tiruveedhula, P. y Roorda A. (2011). Observation of cone and rod photoreceptors in normal subjects and patients using a new generation adaptive optics scanning laser ophthalmoscope. *Biomed Opt Express.* 2(8), 2189-2201.
- Michael, R., van Rijn, L. J., van den Berg, T. J., Barraquer, R. I., Grabner, G., Wilhelm, H., Coeckelbergh, T., Emesz, M., Marvan, P. y Nischler, C. (2009). Association of lens opacities, intraocular straylight, contrast sensitivity and visual acuity in European drivers. *Act Ophthalmol.* 87(6), 666-671.
- Miller, D. (1974). The effect of sunglasses on the visual mechanism. *Surv Ophthalmol.* 19, 38-44.
- Mohamed A., Gilliland, K. O., Metlapally, S., Johnsen, S. y Costello, M. J. (2013). Simple fixation and storage protocol, for preserving the internal structure of intact human donor lenses and extracted human nuclear cataract specimens. *Mol. Vis.* 19, 2352–2359.
- Morrison, J. D., y Jay, J. L. (1993). Changes in visual function with normal ageing, cataract and intraocular lenses. *Eye.* 7, 20-25.
- Mortimer, R. G., y Fell, J. C. (1989). Older drivers: their night fatal crash involvement and risk. *Accident Analysis and Prevention.* 21(3), 273-282.
- Muftuoglu, O., Karel, F. y Duman, R. (2007). Effect of a yellow intraocular lens on scotopic vision, glare disability, and blue color perception. *J Cataract Refract Surg.* 33, 658-666.
- Mullen, K. T. y Kingdom, F. A. (2002). Differential distributions of red-green and blue-yellow cone opponency across the visual field. *Vis Neurosci.* 19, 109-118.
- Munton, G. (1997). Cataract and driving. *Br J Ophthalmol.* 81, 3-4.
- Murray, I. J. y Plainis S. (2003). Contrast coding and magno/parvo segregation revealed in reaction time studies. *Vision Res.* 43(25), 2707-2719.
- Neumaier-Ammerer, B., Felke, S., Hagen, S., Haas, P., Zeiler, F., Mauler, H. y Binder, S. (2010). Comparison of visual performance with blue light-filtering and ultraviolet light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 36(12), 2073-2079.
- Noell, W. K., Walker, V. S., Kang, B. S. y Berman, S. (1966). Retinal damage by light in rats. *Invest Ophthalmol.* 5(5), 450-473.
- Ogboso, Y. U. y Bedell, H. E. (1987). Magnitude of lateral chromatic aberration across the retina of the human eye. *J Opt Soc Am A.* 4(8), 1666-1672.
- Olsen, T. (1982). Light scattering from the human cornea. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 23(1), 81-86.

- Owens, D. A. y Sivak, M. (1993). The role of visibility in nighttime traffic accidents. In: 2nd International Symposium 9 on Visibility and Luminance in Roadway Lighting. 133-147. Orlando.
- Owens, D. A. y Andre, J. T. (1996). Selective visual degradation and the older driver. *IATSS Res.* 20, 57-66.
- Owsley, C., Sekuler, R. y Siemsen, D. (1983). Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vis Res.* 23(7), 689-699.
- Owsley, C. y McGwin, G. J. (1999) Vision impairment and driving. *Surv Ophthalmol.* 43, 535-550.
- Owsley, C, Stalvey, B. T., Wells, J., Sloane M. E. y McGwin G. (2001). Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract. *Arch Ophthalmol.* 119, 881-887.
- Owsley, C., Stalvey, B. T. y Phillips, J.M. (2003). The efficacy of an educational intervention in promoting self-regulation among high-risk older drivers. *Accid Anal Prev.* 35, 393-400.
- Owsley, C. (2011). Aging and vision. *Vis Res.* 51, 1610-1622.
- Parry, N. R. A., Kulikowski, J. J., Murray, I. J., Kranda, K. y Ott, H. (1988). Visual evoked potentials and reaction times to chromatic and achromatic stimulation: psychopharmacological applications. *Psychopharmacology and reaction times*. In: Hindmarch I., Aufdembrinke B., Ott H., editors. 155-176. Chichester, Wiley.
- Pins, D. y Bonnet, C. (2000). The Piéron function in the threshold región. *Perception Psychophys.* 62(1), 127-136.
- Plainis, S. y Murray, I. J. (2000). Neurophysiological interpretation of human visual reaction times: effect of contrast, spatial frequency and luminance. *Neuropsychologia.* 38, 1555-1564.
- Plainis, S. y Murray, I. J. (2002). Reaction times as an index of visual conspicuity when driving at night. *Ophthal Physiol Opt.* 22, 409-415.
- Plainis, S., Murray, I. y Charman, W. (2005). The role of retinal adaptation in night driving. *Optom Vis Sci.* 82(8), 682-688.
- Podlesek, A. y Komidar, L. (2006). Comparison of three psychophysical methods for measuring displacement in frontal plane motion. *Review of Psychology.* 13(1), 51-30.
- Pokorny, J., Smith, V. C. y Lutze, M. (1987). Aging of the human lens. *Applied Optics.* 26(8), 1437-1440.
- Pokorny, J. y Smith, V. C. (1997). Psychophysical signatures associated with magnocellular and parvocellular pathway contrast gain. *J Opt Soc Am A.* 14(9), 2477-2486.
- Pokorny, J., Lutze, M., Cao, D. y Zele, A. J. (2006). The color of night: surface color perception under dim illuminations. *Visual Neuroscience.* 23, 525-530.
- Polyak, S. L. (1941). *The Retina*. Chicago: University of Chicago Press.
- Puell, M.C., Palomo, C., Sanchez-Ramos, C. y Villena, C. (2004). Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity. *J Refract Surg.* 20, 484-488.
- Purpura, K., Kaplan, E. y Shapley, R. M. (1988). Background light and the contrast gain of primate P and M retinal ganglion cells. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America.* 85, 4534-4537.

- Raj, S.M., Vasavada, A. R. y Nanavaty, M. A. (2005). AcrySof Natural SN60AT versus AcrySof SA60AT intraocular lens in patients with color vision defects. *J Cataract Ref Surg.* 31, 2324-2328.
- Rea, M. S. (2000). IESNA. *Lighting Handbook Reference and Application*. Illuminating Engineering Society of North America. New York.
- Rea, M. S., Bullough, J. D. Freyssinier-Nova J. P. y Bierman A. (2004). A proposed unified system of photometry. *Lighting Res Technol.* 36(2), 85-111.
- Reading, V. M. y Weale, R. A. (1974). Macular pigment and chromatic aberration. *J Opt Soc Am A.* 64, 231-234.
- Remé, C. E. (2005) The dark side of light: rhodopsin and the silent death of vision the proctor lecture. *Invest Ophthalmol.* 46(8), 2671-2682.
- Rieke, F. (2001). Temporal contrast adaptation in salamander bipolar cells. *J Neurosci.* 21, 9445-9454.
- Rodieck, R. W. (1991). Which cells code for color? *Pigments to Perception*. Eds A. Valberg Y B. B. Lee. 83-93. New York: Plenum.
- Rodríguez-Galietero, A., Montés-Micó, R., Muñoz, G. y Albarrán-Diego, C. (2005). Comparison of contrast sensitivity and color discrimination after clear and yellow intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 31, 1736-1740.
- Rose, A. (1948). The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J Opt Soc Am A.* 38, 196-208.
- Ross, J. E., Clarke, D. D. y Bron, A. J. (1985). Effect of age on contrast sensitivity function: unocular and binocular findings. *Br J Ophthalmol.* 69, 51-56.
- Rubin, G. S., Adamsons I. A. y Stark, W. J. (1993). Comparison of acuity, contrast sensitivity, and disability glare before and after cataract surgery. *Arch Ophthalmol.* 111(1), 56-61.
- Rushton, W. A. (1962). Visual pigments in man. *Sci Am.* 207, 120-132.
- Rynders, M. C., Navarro, R. y Losada, M. A. Objective Measurement of the Off-axis Longitudinal Chromatic Aberration in the Human Eye. *Vis Res.* 38(4), 513-522.
- Rushton, W. A. (1972). Pigments and signals in colour vision. *J Physiol.* 220(3), 1P-P,
- Sagawa, K. (2001). Spectral luminous efficiency as a function of age. *J Opt Soc Am A.* 18(11), 2659-2667.
- Said, F. S. y Weale, R. A. (1959). The variation with age of the spectral transmissivity of the living human crystalline lens. *Gerontologia.* 3, 213-231.
- Sakanishi, Y., Awano, M., Mizota, A., Tanaka, M., Murakami, A. y Ohnuma, K. (2012). Age-related changes in spectral transmittance of the human crystalline lens in situ. *Ophthalmologica.* 228(3), 174-180.
- Salthouse, T. A. (2000). Aging and measures of processing speed. *Biol Psychol.* 54, 35-54.
- Scheffrin, B. E. y Werner, J. S. (1990). Loci of spectral unique hues throughout the life span. *J Opt Soc Am A.* 7, 305-311.

- Schlottmann, P. G., De Cilla, S., Greenfield, D. S., Caprioli, J. y Garway-Heat, D. F. (2004). Relationship between visual field sensitivity and retinal nerve fiber layer thickness as measured by scanning laser polarimetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 45, 1823-1829.
- Schmack, I., Schimpf, M., Stolzenberg, A., Conrad-Hengerer, I., Hengerer, F. H. y Dick, H. B. (2012). Visual quality assessment in patients with orange-tinted blue light-filtering and clear ultraviolet light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 38, 823-832.
- Schmidinger, G., Menapace, R. y Pieh, S. (2008). Intraindividual comparison of color contrast sensitivity in patients with clear and blue-light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 34(5), 769-773.
- Schwartz, S. H. (2010). Visual perception. A clinical orientation. New York: McGraw-Hill Companies, Inc.
- Schwiegerling, J. (2006). Blue light-absorbing lenses and their effect on scotopic vision. *J Cataract Refract Surg.* 32(1), 141-144.
- Sclar, G., Maunsell, J. H. y Lennie, P. (1990). Coding of image contrast in central visual pathways of the macaque monkey. *Vis Res.* 30, 1-10.
- Sekiguchi, N, Williams, D. R. y Brainard, D. H. (1993). Efficiency in detection of isoilluminant and isochromatic interference fringes. *J Opt Soc Amer A.* 10, 2118-2133.
- Sekuler, R., Dismukes, K. y Kline, D. (1982). Aging and human visual function. New York: A. R. Liss.
- Shapiro, A. G., Pokorny J. y Smith V. C. (1996). Cone-rod receptor spaces with illustrations that use CRT phosphor and light-emitting-diode spectra. *J Opt Soc Am A.* 13(12), 2319-2328.
- Shapley R. M. y Enroth-Cugell C. (1984). Visual adaptation and retinal gain controls. *Prog Retinal Res.* 3, 263-346.
- Sharpe, L. T., Stockman A. y MacLeod D. I. (1989). Rod flicker perception: scotopic duality, phase lags and destructive interference. *Vis Res.* 29, 1539-1559.
- Sharpe, L. T. y Stockman, A. (1999). Rod pathways: the importance of seeing nothing. *Trends in Neurosciences.* 22, 497-504.
- Simons, R. H. (1992). Road lighting and accidents. In: *Lightec '92*. Houldershaw Ltd, Essex, 54-57.
- Simpson, W. A. (1988). The method of constant stimuli is efficient. *Perception and Psychophysics.* 44(5), 433-436.
- Simunovic, M. P. (2012). On seeing yellow: the case for, and against, short-wavelength light-absorbing intraocular lenses. *Arch Ophthalmol.* 130(7), 919-926.
- Sloane, M. E., Owsley, C. y Álvarez, S. L. (1988). Ging, senile miosis and spatial contrast sensitivity at low luminance. *Vis Res.* 28(11), 1235-1246.
- Smirnakis, S. M., Berry, M. J., Warland, D. K., Bialek, W. y Meister, M. (1997). Adaptation of retinal processing to image contrast and spatial scale. *Nature.* 386, 69-73.
- Smith, G. T. H., Brown, N. A. P. y Shun-shin, G. A. (1990). Light scatter from the central human cornea. *Eye.* 4, 584-588.
- Smith, V. C. y Pokorny, J. (1975). Spectral sensitivity of the foveal cone photopigments between 400 and 500 nm. *Vis Res.* 15(2), 161-171.

- Sparrow, J. R., Nakanishi, K. y Parish, C. A. (2000). The lipofuscin fluorophore A2E mediates blue light-induced damage to retinal pigmented epithelial cells. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 41, 1981-1989.
- Sparrow, J. R., Miller, A. S. y Zhou, J. (2004). Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro. *J Cataract Refract Surg.* 30, 873-878.
- Sparrow, J., Miller, A. S. y Zhou, J. (2004). Blue light-absorbing intraocular lens and retinal pigment epithelium protection in vitro. *J Cataract Refract Surg.* 30, 873-878.
- Spear, P. D. (1993). Neural Bases of Visual Deficits During Aging. *Vis Res.* 33(18), 2589-2609.
- Sperling, H. G. y Jolliffe, C. L. (1965). Intensity-time relationship at threshold for spectral stimuli in human vision. *J Opt Soc Am A.* 55(2), 191-199.
- Stabell, U. y Stabell, B. (1980). Variation in density of macular pigmentation and in short-wave cone sensitivity with eccentricity. *J Opt Soc Am.* 70, 706-711.
- Stamatiadis, N. D. y Deacon, J. A. (1995). Trends in highway safety: effects of an aging population on accident propensity. *Accid Anal Prev.* 27, 443-459.
- Sterling, P. (2004). "How retinal circuits optimize the transfer of visual information", in *The Visual Neurosciences*, L. M. Chalupa y J. Werner (eds.), (Cambridge, MA: MIT Press), 234-259.
- Sterling, P. y Freed, M. (2007). How robust is a neural circuit? *Visual Neuroscience.* 24, 563-571.
- Sterr, A. y Dean, P. (2008). Neural correlates of movement preparation in healthy ageing. *Eur J Neurosci.* 27(1), 254-260.
- Stiles, W. S. (1928). The scattering theory of the effect of glare on brightness difference threshold. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences.* 105(735), 131-146.
- Stiles, W. S. (1939). The directional sensitivity of the retina and the spectral sensitivities of the rods and cones. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences.* 127(846), 64-105.
- Stiles, W. S. (1949). Incremental thresholds and the mechanisms of colour vision. *Documenta Ophthalmologica.* 3, 138-163.
- Stockman, A. y Sharpe, L. T. (2006). Into the twilight zone: the complexities of mesopic vision and luminous efficiency. *Ophthalmic Physiol Opt.* 26, 225-239.
- Stringham, J. M. y Hammond, B. R. (2008). Macular pigment and visual performance under glare conditions. *Optom Vis Sci.* 85, 82-88.
- Subzwari, S., Desapriya, E., Scime, G., Babul, S., Jivani, K. y Pike, I. (2008). Effectiveness of cataract surgery in reducing driving-related difficulties: a systematic review and meta-analysis. *Inj Prev.* 14(5), 324-328.
- Sun, H., Pokorny, J. y Smith, V. C. (2001). Brightness Induction from rods. *J Vis.* 1, 32-41.
- Symes, R. J. y Cuthbertson, F. M. (2012). Blue-blocking intraocular implants should be used routinely during phacoemulsification surgery-yes. *Eye (Lond).* 26(11), 1397-1399.
- Taylor, H. R., West, S., Munoz, B., Rosenthal, F. S., Bressler, S. B. y Bressler, N. M. (1992). The long-term effects of visible light on the eye. *Arch Ophthalmol.* 110(1), 99-104.

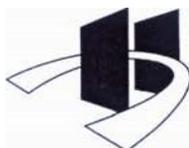
- Thomas, J. P., Fagerholm, P. y Bonnet, C. (1999). One spatial filter limits speed of detecting low and middle frequency gratings. *Vis Res.* 39, 1683-1693.
- Tootell, R. B. H., Hadjikhani, N. K., Vanduffel, W., Liu, A. K., Mendola, J. D., Sereno, M. I. y Dale, A. M. (1998). Functional analysis of primary visual cortex (V1) in humans. *Proc Natl Acad Sci.* 95(3), 811-817.
- Tsika, C. I., Kontadakis, G. A., Plainis S., Makridaki, M. I. y Tsilimbaris, M. K. (2008). Blue light absorption of the crystalline lens and tinted and not tinted intraocular lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 49, 410.
- Uttley, J., Fotios S. y Cheal C. (2017). Effect of illuminance and spectrum on peripheral obstacle detection by pedestrians. *Lighting Res Technol.* 49, 211-227.
- Valeton, J. R. y Van Norren, D. (1983). Light adaptation of primate cones: An analysis based on extracellular data. *Vis Res.* 23(12), 1539-1547.
- van de Kraats, J. y van Norren, D. (2007). Optical density of the aging human ocular media in the visible and the UV. *J Opt Soc Am A.* 24(7), 1842-1857.
- van den Berg, T. J. T. P. y Spekreijse, H. (1977). Interaction between rod and cone signals studied with temporal sine wave stimulation. *J Opt Soc Am.* 67, 1210-1217.
- van den Berg, T. J. T. P. (1986). Importance of pathological intraocular light scatter for visual disability. *Doc Ophthalmol.* 61(3-4), 327-333.
- van den Berg, T. J. T. P., Ijspeert, J. K. y De Waard, P. W. T. (1991). Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. *Vis Res.* 31, 1361-1367.
- van den Berg, T. J. T. P. y Tan, K. E. (1994). Light transmittance of the human cornea from 320 to 700 nm for different ages. *Vision Research.* 34, 1453-1456.
- van den Berg, T. J. T. P. (1995). Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age. *Optom Vis Sci.* 72(2), 52-59.
- van den Berg, T. J. T. P. y Ijspeert, J. K. (1995). Light scattering by donor lenses. *Vis Res.* 35, 169-177.
- van den Berg, T. J. T. P. (1997). Light scattering by donor lenses as a function of depth and wavelength. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 38(7), 1321-1332.
- van den Berg, T. J. T. P., van Rijn, L. J., Michael, R., Heine, C., Coeckelbergh, T., Nischler, C., Helmuth, W., Grabner, G., Emesz, M., Barraquer, R. I., Coppens, J. E. y Franssen, L. (2007). Straylight effects with aging and lens extraction. *Am J Ophthalmol.* 144(3), 358-363.
- VanLoo, J. A. y Enoch, J. M. (1975). The scotopic Stiles-Crawford effect. *Vis Res.* 15, 1005-1009.
- Van Nes, F. L. y Bouman M. A. (1967). Spatial modulation transfer in the human eye. *J Opt Soc Am.* 57(3).
- van Norren, D. y Vos, J. J. (1974). Spectral transmission of the human ocular media. *Vis Res.* 14, 1237-1244.
- Várady, G. y Bodrogi, P. (2006). Mesopic spectral sensitivity functions based on visibility and recognition contrast thresholds. *Ophthalm Physiol Opt.* 26, 246-253.
- Várady, G., Freiding, A., Eloholma, M., Halonen, L., Walkey H., Goodman, T. y Alferdinck, J. (2007). Mesopic visual efficiency III: Discrimination threshold measurements. *Lighting Res Technol* 39, 355-364.

- Victor, J. (1987). The dynamics of the cat retinal X cell centre. *J Physiol (Lond)*. 386, 219-246.
- Viikari, M., Chen, C. W., Eloholma, M., Halonen, L. y Chen, D. (2006). Comparative study of two visual performance based mesopic models based on reaction time and contrast threshold data. *Light & Engineering*. 14(4), 21-32.
- Viikari, M., Ekrias A., Eloholma M. y Halonen, L. (2008). Modeling spectral sensitivity at low light levels base don mesopic visual performance. *Clin Ophthalmol*. 2(1), 173-185.
- Vuori, M-L., y Mäntyjä, M. (2006). Colour vision and retinal nerve fibre layer photography in patients with an Acrysof Natural intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand*. 84, 92-94.
- Wald, G. (1945). Human vision and the spectrum. *Science*. 101, 653-658.
- Wald, G. (1967). Blue-blindness in the normal fovea. *J Opt Soc Am A*. 57, 1289-1301.
- Walkey, H. C., Harlow, J. A. y Barbur, J. L. (2006). Characterising mesopic spectral sensitivity from reaction times. *Vis Res*. 46, 4232-4243.
- Walkey, H., Orreveteläinen, P, Barbur, J., Halonen, L., Goodman, T., Alferdinck J., Freiding, A. y Szalmás, A. (2007). Mesopic visual efficiency II: reaction time experiments. *Lighting Res Technol*. 39, 335-354.
- Wang, H., Wang J., Fan W. y Wang, W. (2010). Comparison of photochromic, yellow, and clear intraocular lenses in human eyes under photopic and mesopic lighting conditions. *J Cataract Refract Surg*. 36(1), 2080-2086.
- Wassle, H., Grünert, U., Chun, M. H., y Boycott, B. B. (1995). The rod pathway of the macaque monkey retina: identification of All-amacrine cells with antibodies against calretinin. *Journal of Comparative Neurology*. 361, 537-551.
- Watanabe, T., Mori, N. y Nakamura, F. (1992) A new superbright LED stimulator: Photodiode-feedback design for linearizing and stabilizing emitted light. *Vis Res*. 32, 953-961.
- Watson, A. B. y Yellot, J. I. (2012). A unified formula for light-adapted pupil size. *Journal of Vision*. 10, 1-16.
- Weale, R. (1963). *The Aging Eye*. Lewis, London.
- Weale, R. A. (1978). The eye and aging. *Interdisciplinary Topics in Gerontology*. 13, 1-13.
- Weale, R. A. (1986). Aging and vision. *Vis Res*. 26, 1507-1512.
- Weale, R. A. (1988). Age and the transmittance of the human crystalline lens. *J Physiol*. 395, 577-587.
- Webster, M. A. (2015). Visual adaptation. *Ann Rev Vision Sci*. 1, 547-567.
- Wenzel, A. C. G. y Reme, C. E. (2004). Protective effect of the AcrySof Natural IOL on retinal damage induced by acute blue light in mice. Symposium on Cataract IOL and Refractive Surgery, Abstract 515, 2004:2131.
- Werner, J. S., Donnelly S. K. y Kliegl, R. (1987). Aging and human macular pigment density. Appended with translations from the work of Max Schultze and Ewald Hering. *Vis Res*. 27, 257-268.
- Werner, J. S. y Steele, V. G. (1988). Sensitivity of human foveal color mechanisms throughout the life span. *J Opt Soc Am A*. 5, 2122-2130.

- Werner, J. S., Peterzell D. H. y Scheetz, A. J. (1990). Light, vision, and aging. *Optometry Vision Sci.* 67, 214-229.
- Werner, J. S. y Scheefrin, B. E. (1993). Loci of achromatic points throughout the life span. *J Opt Soc Am A.* 10(7), 1509-1516.
- Werner, J. S. (2016). The Verriest Lecture: Short-wave-sensitive cone pathways across the life span. *J Opt Soc Am A.* 33(3), A104-122.
- Westheimer G. (1966). The maxwellian view. *Vis Res.* 6, 669-682.
- Whitaker, D. y Elliot, D. B. (1992). Simulating age-related optical changes in the human eye. *Doc Ophthalmol.* 38(3), 293-301.
- Wild-Wall, N., Willemseen, R., Falkenstein, M. y Beste, C. (2008). Time estimation in healthy ageing and neurodegenerative basal ganglia disorders. *Neurosci Lett.* 442, 34-38.
- Williams, D., Sekiguchi, N. y Brainard, D. (1993). Color, contrast sensitivity, and the cone mosaic. *Proc Nat Acad Sci USA.* 90, 9770-9777.
- Winter, S., Fathi, M. T., Venkataraman, A. P., Rosén, R., Seidemann, A., Esser, G., Lundström, L. y Unsbo, P. (2015). Effect of induced transverse chromatic aberration on peripheral vision. *J Opt Soc Am A.* 32(10), 1764-1771.
- Wirtitsch, M., Schmidinger, G., Prskavec, M. y Rubey, Martin. (2009). Influence of blue-light filtering intraocular lenses on color perception and contrast acuity. *Ophthalmology.* 116(1), 39-45.
- Wohlfart, C., Tschuschnig, K., Fellner, P., Weiss, K., Vidic, B., El-Shabrawi, Y. y Ardjomand, N. (2007). Visuelle Funktion mit Blaulichtfilter-IOL. [Visual function with blue light filter IOLs]. *Klin Monatsbl Augenheilkd.* 224, 23-27
- Yuan Z., Reinach P., y Yuan J. (2004). Contrast sensitivity and color vision with a yellow intraocular lens. *Am J Ophthalmol.* 138, 138-140.
- Wolf, E. y Gardiner, J. S. (1965). Studies on the scatter of light in the dioptric media of the eye as a basis of visual glare. *Archives of Ophthalmology.* 74, 338-345.
- Wood, J. M. y Troutbeck, R. (1995). Elderly drivers and simulated visual impairment. *Opt Vis Sci.* 72(2), 115-124.
- Wood, J. M. y Carberry, T. P. (2006). Bilateral cataract surgery and driving performance. *Br J Ophthalmol.* 90(10), 1277-1280.
- Wu, S. M., Gao, F. y Maple, B. R. (2000). Functional architecture of synapses in the inner retina: segregation of visual signals by stratification of bipolar cell axon terminals. *J Neurosci.* 20, 4462-4470.
- Wyszecki, G. y Stiles, W. S. (1982). *Color science concepts and methods, quantitative data and formulae.* Eds. Wiley.
- Yang, S. N., Tai, Y. C., Laukkanen, H. y Sheedy, J. E. (2011). Effects of ocular transverse chromatic aberration on peripheral word identification. *Vis Res.* 51, 2273-2281.
- Ylinen, A-M., Tähkämö L., Puolakka M. y Halonen, L. (2011). Road lighting quality, energy efficiency, and mesopic design – LED street lighting case study. *LEUKOS.* 8(1), 9-24.

- Yu, Y. y Lee, T. S. (2003). Dynamical mechanisms underlying contrast gain control in single neurons. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys.* 68(1), 011901.
- Yuan, Z., Reinach, P. y Yuan, J. (2004). Contrast sensitivity and color vision with a yellow intraocular lens. *Am J Ophthalmol.* 138, 138-140.
- Zaghloul, K. A., Boahen, K. y Demb, J. B. (2005). Contrast adaptation in subthreshold and spiking responses of mammalian Y-type retinal ganglion cells. *J Neurosci.* 25, 860-868.
- Zaghloul, K. A., Manookin, M. B., Borghuis, B. G., Boahen, K. y Demb, J. B. (2007). Functional circuitry for peripheral suppression in mammalian Y-type retinal ganglion cells. *J Neurophysiol.* 97, 4327-4340.
- Zele, A. J., Cao, D. y Pokorny, J. (2008). Rod-cone interactions and the temporal impulse response of the cone pathway. *Vis Res.* 48(26), 2593-2599.
- Zele, A. J., Kremers, J. y Feigl, B. (2012). Mesopic rod and S-cone interactions revealed by modulation thresholds. *J Opt Soc Am A.* 29(2), A19-A26.
- Zele, A. J., Maynard, M. L. y Feigl, B. (2013). Rod and cone pathway signaling and interaction under mesopic illumination. *J Vis.* 13, 1-19.
- Zele, A. J. y Cao, D. (2015). Vision under mesopic and scotopic illumination. *Front Psychol.* 5, 1-15.
- Zhu, X. F., Zou, H. D., Yu, Y. F., Sun, Q. y Zhao, N.Q. (2012). Comparison of blue light-filtering IOLs and UV light-filtering IOLs for cataract surgery: a meta-analysis. *PLoS One.* 7(3), e33013.
- Zigman, S. (1990). Vision enhancement using a short-wavelength light-absorbing filter. *Optom Vis Sci.* 67(2), 100-104.

# Anexo I: Aprobación Comité Ético



## COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA

### ÁREA DE SALUD VALLADOLID - ESTE (CEIC-VA-ESTE-HCUV)

Valladolid a 20 de Noviembre de 2014

En la reunión del CEIC ÁREA DE SALUD VALLADOLID - ESTE del 20 de Noviembre de 2014, se procedió a la evaluación de los aspectos éticos del siguiente proyecto de investigación.

A continuación les señalo los acuerdos tomados por el CEIC ÁREA DE SALUD VALLADOLID - ESTE en relación a dicho Proyecto de Investigación:

|                  |  |   |
|------------------|--|---|
| <p>PI 14-205</p> | <p>CONDUCCION NOCTURNA: EFECTO DE LOS ILUMINANTES URBANOS Y DEL AUTOMÓVIL EN LA DETECCIÓN PERIFÉRICA DE ESTÍMULOS VISUALES<br/>UMBRALES Y SUPRAUMBRALES PARA SUJETOS DE EDAD AVANZADA.<br/>STRVEHLAM</p> | <p>D.G.T.<br/>I.P.: JUAN ANTONIO APARICIO CALZADA.<br/>EQUIPO: DANTIAGO MAR SARDANA, ISABEL ARRANZ DE LA FUENTE, BEATRIZ MARTINEZ MATESANZ, JOSE ANTONIO MENENDEZ FERNANDEZ, DAVID JOSE GALARRETA MIRA, ALEJANDRO HERNAN GLORIANI.<br/>RECIBIDO: 10-10-2014</p> |
|------------------|--|---|

Considerando que el Proyecto contempla los Convenios y Normas establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética, se hace constar el informe favorable y la aceptación del Comité Ético de Investigación Clínica del Área de Salud Valladolid Este para que sea llevado a efecto dicho Proyecto de Investigación.

Un cordial saludo.

SECRETARÍA



Dr. F. Javier Álvarez.

F. Javier Álvarez.

CEIC Área de Salud Valladolid Este —

Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Farmacología

Facultad de Medicina,  
Universidad de Valladolid, c/  
Ramón y Cajal 7,

47005 Valladolid

[alvarez@med.uva.es](mailto:alvarez@med.uva.es),

[jalvarezgo@saludcastillayleon.estel](mailto:jalvarezgo@saludcastillayleon.estel). :983 423077

Junta de  
Castilla y León

# Anexo II: Consentimiento Informado

## CONSENTIMIENTO INFORMADO POR ESCRITO

### MODELO NORMALIZADO DE INFORMACIÓN AL PACIENTE Y CONSENTIMIENTO INFORMADO

#### Título del Estudio:

D/Dña \_\_\_\_\_ con DNI \_\_\_\_\_  
edad \_\_\_\_\_ años, con domicilio en provincia de manifiesto que he sido informado por el personal del equipo investigador sobre los aspectos abajo nombrados en cuanto a mi participación en el estudio.

1. He leído, o me han leído, y entendido completamente la hoja de información que se me ha entregado.
2. Acepto de forma voluntaria participar en este estudio de investigación y soy consciente de que puedo retirarme en cualquier momento sin que se vea afectada la continuidad de mi tratamiento o seguimiento, sin necesidad de explicaciones.
3. He tenido la oportunidad de preguntar y obtener respuestas satisfactorias a cada una de mis preguntas sobre el estudio.
4. He hablado con el equipo investigador abajo firmante.

He comprendido y estoy de acuerdo en que mis datos personales relativos al estudio sean almacenados, procesados y transmitidos, con el objetivo de analizar los resultados obtenidos al finalizar el estudio. Del mismo modo, el Comité Ético Independiente o los representantes de las autoridades legales pueden examinar mis registros médicos donde aparece mi nombre para verificar la exactitud de la información obtenida y entiendo que estas personas tendrán el deber de manejar esta información con confidencialidad, empleándola solamente con fines científicos.

Acepto comunicar al personal clínico del estudio todos los efectos secundarios u otros cambios en mi salud y todos los cambios de mi tratamiento médico.

Se me entregará una copia firmada y fechada de este formulario de consentimiento para mis propios archivos.

En \_\_\_\_\_, a \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_

Nombre del Paciente:      Nombre del Investigador:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Firma

Firma

Fecha:

Fecha:

# Anexo II: Artículo Científico

**Influence of age and spectral power distribution on mesopic visual sensitivity**



# Influence of age and spectral power distribution on mesopic visual sensitivity

Eduardo G. Vicente<sup>1</sup> · Isabel Arranz<sup>1</sup>  · Luis Issolio<sup>2</sup> · Beatriz M. Matesanz<sup>1</sup> · Alejandro H. Gloriani<sup>3</sup> · José A. Menéndez<sup>4</sup> · Miguel Rodríguez-Rosa<sup>1</sup> · Bárbara Silva<sup>2</sup> · Elisa Colombo<sup>2</sup> · Santiago Mar<sup>1</sup> · Juan A. Aparicio<sup>1</sup>

Published online: 30 October 2018  
© The Psychonomic Society, Inc. 2018

## Abstract

The ability of the human visual system to detect stimuli at low illumination levels provides awareness of potential risks. The influence of age and spectral power distribution on mesopic spectral sensitivity is analyzed. Two typical light sources are used, a high-pressure sodium lamp (HPS), with a higher content of long wavelengths, and a metal halide lamp (MH), with a higher content of short wavelengths. Two experiments were performed, using a two-channel Maxwellian-view optical system to measure contrast threshold under different experimental conditions. In Experiment 1, three age groups (young, middle-aged and old,  $n = 2$  each), two retinal locations (on-axis and off-axis vision), four background luminances (0.01, 0.07, 0.45, and 3.2 cd/m<sup>2</sup>), and two photometry systems (photopic and the MES2 systems) were considered. In Experiment 2, contrast threshold measurement was performed with two age groups (young and old,  $n = 11$  each), one retinal location (off-axis vision), one background luminance (0.01 cd/m<sup>2</sup>), and two photometry systems (photopic and the MES2 systems). In on-axis vision, neither age nor spectral power distribution have an effect on the contrast threshold. In off-axis vision, however, a significant interaction between age and spectral power distribution is obtained, albeit only at 0.01 cd/m<sup>2</sup> with an MH lamp. Only at this lowest background luminance was the greater content of short wavelengths of this lamp responsible for higher rod stimulation in off-axis vision, with the subsequent improvement in detection performance in young subjects. However, the effect of diffused light inside the aged eye counteracted the benefits of increased rod sensitivity for the MH lamp.

**Keywords** Aging · Visual perception

Today, there is a growing interest in studying the behavior of the human visual system in the mesopic illumination range. Daily perceptual tasks such as nighttime driving should be performed in the best possible operating conditions of the visual system in order to achieve an optimal response, reducing perception errors as well as the possibility of accidents. Perceptual limitations may arise from personal factors such as

age, as well as external factors such as lighting conditions, strongly determined by the design of the light source and the photometry system used in luminance-level calculation.

Light adaptation is widely understood as the combination of a series of mechanisms that occur in the retina (Barrionuevo et al., 2018; Gloriani et al., 2016), and even the processing of luminance changes is a low-level sensory condition (Cole, Kuhn, & Skarratt, 2011). When adaptation luminance changes from photopic to mesopic values, the visual spectral sensitivity curve gradually shifts as a consequence of the transition from a cone response to a rod–cone response (i.e., the Purkinje effect). This change gives rise to an increase in sensitivity to short wavelengths in relation to long wavelengths.

This is why, in the mesopic illumination range, one might expect that street lamps with a greater content of short wavelengths (e.g., metal halide lamps, or MH lamps) in its spectral power distribution (SPD) should be more efficient than those with a greater content of long wavelengths (e.g., high-pressure sodium lamps, or HPS lamps). HPS and MH street lamps are commonly used in many psychophysical experiments and in

✉ Isabel Arranz  
isabel.arranz.fuente@uva.es

<sup>1</sup> Departamento de Física Teórica, Atómica y Óptica, Universidad de Valladolid, P. Belén 7, 47011 Valladolid, Spain

<sup>2</sup> Departamento de Luminotecnica, Luz y Visión, Universidad Nacional de Tucumán, -Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión, CONICET UNT, Avenida de Independencia 1800, 4000 Tucumán, Argentina

<sup>3</sup> Fachbereich Psychologie, Philipps-Universität, Marburg, Germany

<sup>4</sup> Departamento de Estadística e Investigación Operativa, Universidad de Valladolid, P. Belén 7, 47011 Valladolid, Spain

urban lighting (British Standards Institution, 2012), and as such, it is important to document any possible difference in visual performance under these different lighting conditions.

When visual efficiency is compared in experiments using HPS and MH lamps in the mesopic illumination range, it has been shown that, in on-axis vision, contrast threshold or brightness perception is not affected by SPD (Fotios & Cheal, 2007). However, studies addressing the off-axis visual performance found that, for MH lamps, visual reaction-time tasks improve in comparison with HPS lamps (Ashaki & Rea, 2002).

The main aim of this study is to analyze how the SPD of different light sources influence visual performance of different-age subjects. It is well known that visual function declines with aging due to changes in the optical media, the retina, and the postreceptoral pathways (Boyce, 2006; Higgins, Jaffe, Caruso, & Demonasterio, 1988; Owsley, Sekuler, & Siemsen, 1983; Wright & Rea, 1984). Changes in the optical media are usually attributed to transparency loss (Whitaker & Elliot, 1992), increments in intraocular scattering (Vos, 2003), variations in the density and extent of the macular pigment (Chang, Lee, Chen, & Chan, 2002), increased pupil miosis, and lens fluorescence that generates stray light inside the eye. This fluorescence effect is particularly noticeable when employing lamps with a significant proportion of short wavelengths (below 450 nm) in their SPD (Boyce, 2003). Retinal factors may include a reduction in the density of rods and retinal ganglion cells, both of which occur with increasing age (Pearson, Schmidt, Ly-Schroeder, & Swanson, 2006). In addition, central visual pathways show deficits due to aging (Spear, 1993). In general, age-related changes in cognitive function may be mediated by age-related changes in global sensory processing. Humes, Busey, and Craig (2013) concluded that age influences the abilities to extract sensory information from the environment, with observed cognitive deficiencies mediated by such sensory deficits.

In spite of the visual changes with age, further studies on the effect of age on visual functions in relation to the type of illuminant are still needed. In this regard, Fotios and Cheal (2009) find that, at low luminance levels, obstacle detection is improved by using light sources with a significant amount of short-wavelength components in their SPD. Young subjects show better sensitivity at low luminances than did those who are older. Recently, Uttley, Fotios, and Cheal (2017) have found that obstacle detection improves for SPDs with higher a S/P ratio (scotopic-to-photopic luminance ratio), but only at low luminances and in a different way for two different age groups. In that sense, the present study evaluates the effect of aging on visual performance, particularly in conditions of an environment lighted with the luminance levels and light sources typical of street lighting.

The secondary aim of our study is to emphasize the importance of applying a mesopic photometry system when visual

performance is studied under mesopic illumination conditions. From the analysis of the abovementioned studies (Ashaki & Rea, 2002; Fotios & Cheal, 2007), among others, the Commission Internationale de l'Éclairage (CIE) issued a technical report in which a detailed analysis of the different mesopic photometry systems was performed (CIE, 2010). The effect on visual sensitivity of the SPD of different light sources, the luminance level, and degree of retinal eccentricity of young subjects were parameters considered in the development of the MES2 system. A mesopic photometry system that is derived from psychophysical experiments based on visual performance measurements in real-life situations (e.g., contrast threshold and visual reaction time). This photometry system allows the SPD of a light source to be expressed as the S/P ratio. Recent studies, especially those evaluating aging in the mesopic illumination range and off-axis vision (Uttley et al., 2017), continue to use the traditional photopic system measurement at low luminance levels. The present study improves the existing literature by analyzing the effect on visual performance in off-axis vision of luminance, calculated by applying the MES2 system, in different age groups and under the SPD of different light sources.

Therefore, our aim in this study is to analyze the effect of SPD on visual performance in the mesopic illumination range, and to determine whether or not these effects are similar for different age groups. In addition, the effectiveness of the MES2 system is considered in the calculated luminances of two well-differentiated SPDs.

The rest of the paper is based on two experiments. In Experiment 1, three age groups (young, middle-aged, and old-aged), two light sources (HPS and MH lamps), two retinal locations (on-axis or fovea and off-axis or 10° temporal retinal eccentricity), four background luminances (0.01, 0.07, 0.45, and 3.4 cd/m<sup>2</sup>), and two photometry systems (photopic and the MES2 systems) are considered. A second experiment is performed as a consequence of the results found in Experiment 1, but extended to a larger group of young and old-aged subjects in order to obtain greater statistical significance. It is focused on two age groups (young and old-aged), the same light sources (HPS and MH), one retinal location (off axis), one background luminance (0.01 cd/m<sup>2</sup>), and two photometry systems (photopic and the MES2 systems).

## General methods

### Apparatus

A two-channel Maxwellian-view optical system was employed. This type of setup provides three significant advantages: It allows obtaining results that do not depend on the pupil variations linked to the luminance or type of illuminant (Berman et al., 1987), it helps to avoid the influence of iris

pigmentation or scattering on the results due to the ocular wall (van den Berg, Ijspeert, & De Waard, 1991), and it allows precise control of the retinal illuminance. An exhaustive description of the experimental setup has been previously published (Matesanz et al., 2011). We only explain here the most relevant features and the specific details concerning this study.

Two concentric beams, coming from the same light source, reached the subject's pupil: a background beam (with luminance  $L_b$ ) and a probe beam. Henceforth, we refer to the spatial region where both beams were overlapped as "the test" (with luminance  $L_t$ ). In the subject's pupil, the background and the test subtended  $10^\circ$  and  $2^\circ$ , respectively. In all cases, the subject's fixation was maintained in the proper fixation test during the light adaptation time and during measurement. The fixation test of on-axis measurement consisted of four dim, red fixation points in a diamond configuration, whereas for off-axis measurements, a single dim fixation point was employed. Several shutters controlled the exposure times of the visual stimulus and the fixation points, as well as the delay between them, with an uncertainty in the time control of less than 1 ms. Neutral density filters controlled the luminance of the background and the probe beams in steps of 0.1 log units. The whole instrument was controlled by a computer. During measurement, the subject's head was fixated to the setup by biting on a bite bar made of dental compound. The subject's face was illuminated with infrared LEDs (830 nm), and the pupil was imaged on a CCD camera in order to verify whether its size was greater than the imaged light source in all conditions (2.5-mm diameter). A Pritchard 1980 luminance meter provided the photopic luminance measurement, and the MES2 photometry system was applied to luminance calculation.

Two typical streetlamps were employed: a high-pressure sodium (HPS) lamp and a metal halide (MH) lamp. Their absolute irradiance SPDs are shown in Fig. 1. They were measured by placing the lamp 50 cm from the entrance slit of a spectrometer. An absolute calibration of the spectrometer was performed with a halogen incandescent lamp calibrated by the National Institute of Standards and Technology. From these data, the S/P ratios were calculated following Eq. 6 in the Appendix. These ratios, as well as the correlated color temperatures (CCT), provided by the manufacturer, are summarized in Table 1.

## Experiment 1

### Participants

Six subjects with normal vision and no previous history of ocular disease participated in this study. All subjects were experienced with psychophysical measurements. A routine eye exam was performed including long-distance refraction, examination with a direct ophthalmoscope and a

biomicroscope, and Ishihara Color Test assessment. These subjects were split into three different age groups: young (24, 26 years old), middle-aged (41, 43 years old), and old-aged group (64, 65 years old). All subjects, including the emmetropic and the users of contact lenses, were compensated with the same type of ophthalmic lenses to prevent transmittance differences in the results due to this factor. The monocular visual acuities ranged from 0.00 to  $-0.18$  log minimum angle of resolution. Written informed consent was provided, and the tenets of the Declaration of Helsinki were followed.

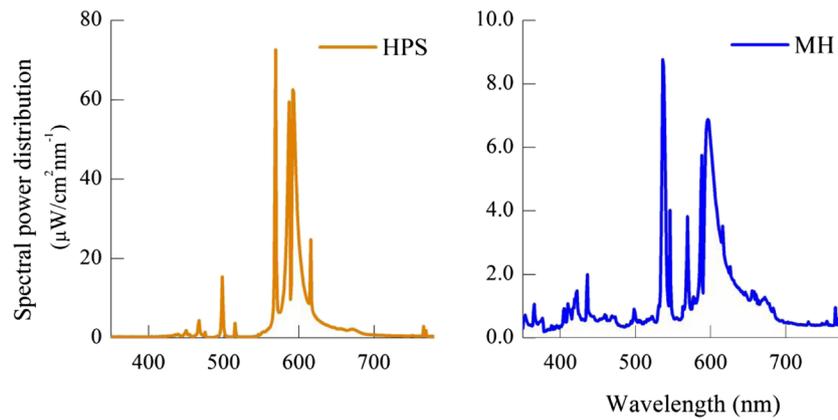
### Procedure and measurements

The on-axis measurements provided contrast threshold values that support the validity of the off-axis measurements. Four background luminances (0.01, 0.07, 0.45, and  $3.2 \text{ cd/m}^2$ ), two different lamps (HPS and MH), and one photometry system (photopic system) were considered in on-axis measurements. The same four background luminances and two lamps as well as two photometry systems (photopic and the MES2 systems) were considered in off-axis measurements. For each of these 24 conditions, and for our six participants, contrast thresholds were measured. In order to minimize fatigue effects, measurements were carried out over 4 different days for each participant, one for each combination of lamp and retinal location. The order of the different experimental conditions was randomized for each participant. Previous to each measurement, the subject was dark-adapted ( $5 \times 10^{-6} \text{ cd/m}^2$ ) for 30 minutes. Afterwards, the retinal area under analysis was exposed to the background luminance chosen to light adaptation for 3 minutes.

Measurements were always performed on the right eye while the left eye was occluded. Probe exposure time was 40 ms in all cases. No mydriatic was used, as pupil size was greater than the imaged light source on the pupil entrance plane, under our luminance conditions. The task of the subject was to answer whether or not the probe was detected. The luminance value used to contrast threshold calculation was determined by the method of limits for each subject. The luminances range employed in the experiment for an individual measurement of contrast threshold consisted of six runs (three ascending, three descending), each one with eight different luminances (0.1 log units steps), equaling 48 trials. Previous studies allowed us to prove that the differences between the thresholds obtained with the method of limits and the method of constant stimuli are lower than 0.15 log units, in the most unfavorable case (Matesanz et al., 2011).

## Results

In order to analyze the influence of age, type of lamp, and the background luminance in contrast threshold measurement, a



**Fig. 1** Absolute irradiance spectral power distributions of the high-pressure sodium (HPS) lamp and metal halide (MH) lamp, measured with the lamp placed 50 cm from the spectrometer entrance

linear mixed model was fitted. With this purpose, age, background luminance, and type of lamp factors were considered as fixed effects, and the interactions between these factors were also considered. First, this model is applied in the on-axis contrast threshold, and results are obtained using photopic photometry. Then, the off-axis contrast thresholds obtained for both photopic and the MES2 photometry systems are analyzed.

**Analysis of on-axis measurements**

On-axis visual system response is cone-mediated, so only photopic photometry seems appropriate to luminance measurement. Contrast threshold (*C*) calculation employing the photopic photometry system was determined from the standard Weber expression, which takes the following form:

$$C = \frac{L_t - L_b}{L_b}, \tag{1}$$

where *L<sub>t</sub>* represents the photopic measurement of the test luminance and *L<sub>b</sub>* the photopic measurement of the background luminance.

Contrast thresholds for the on-axis condition and for each subject are plotted as a function of *L<sub>b</sub>* in log scale in Fig. 2. There is a trend of contrast threshold values to increase as background luminance decreases. The fitted mixed model only reveals a significant influence of the background luminance

factor in contrast thresholds at the lowest value tested (*L<sub>b</sub>* = 0.01 cd/m<sup>2</sup>). No differences are found among the other background luminances or for the interactions studied. The Age × Lamp interaction is the only one close to be significant (*p* = .07) at the lowest background luminance (*L<sub>b</sub>* = 0.01 cd/m<sup>2</sup>) due to different results under the HPS lamp for different age groups.

**Analysis of off-axis-measurements**

At 10° of temporal eccentricity, visual performance is rod–cone mediated, so the MES2 recommended system was also considered, in addition to photopic contrast threshold calculation (*C*), as different results are expected. Applying the MES2 system, luminance values were corrected according to Eq. 4 shown in the Appendix. Subsequently, the MES2-corrected contrast threshold (*C<sub>m</sub>*) was calculated as follows:

$$C_m = \frac{L_{t,m} - L_{b,m}}{L_{b,m}}, \tag{2}$$

where *L<sub>t,m</sub>* and *L<sub>b,m</sub>* represent the MES2 corrected test and background luminances, respectively.

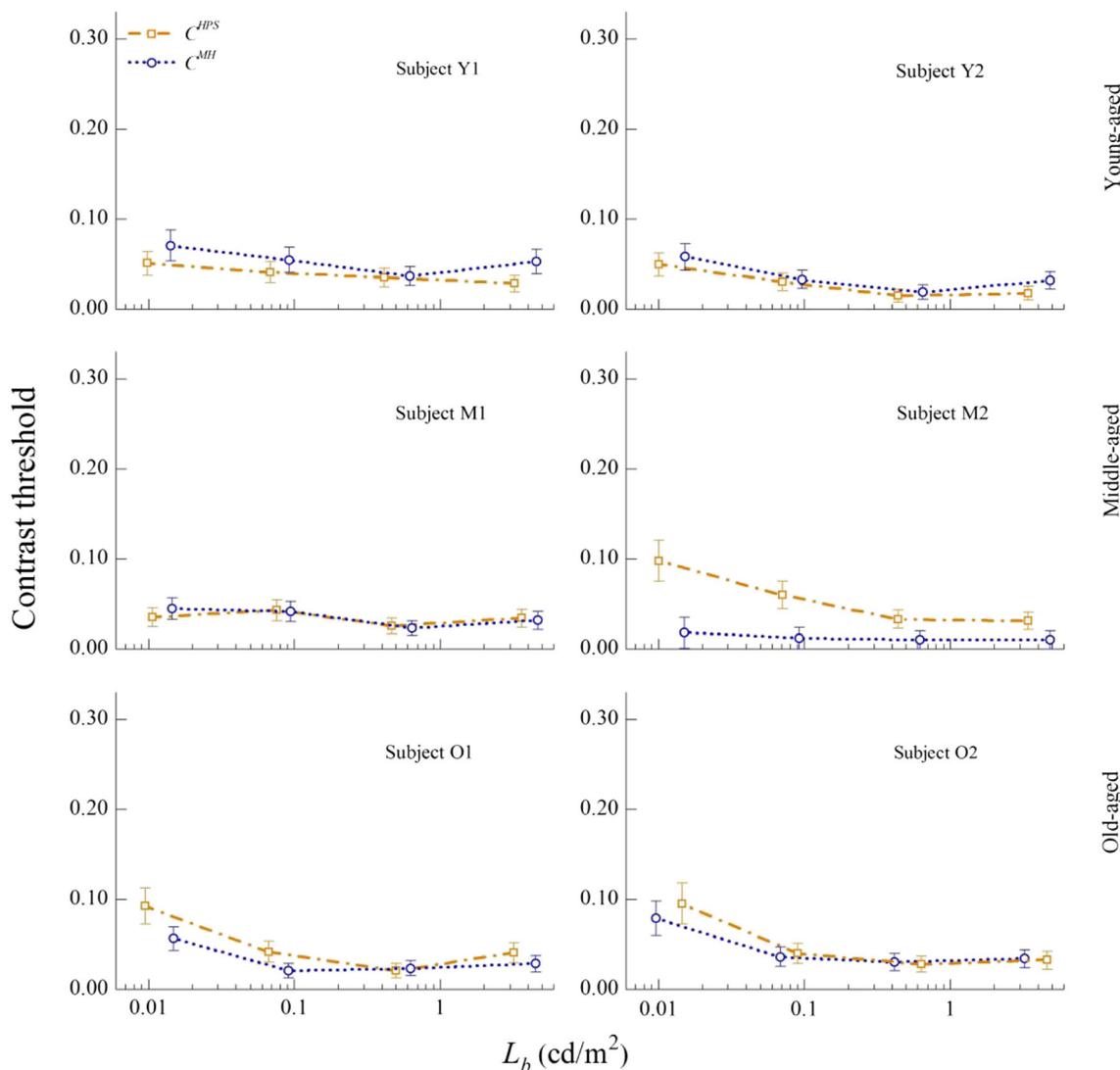
In Fig. 3, photopic (Eq. 1) and the MES2 (Eq. 2) calculated contrast thresholds (*C* and *C<sub>m</sub>*) for the off-axis condition have been plotted as a function of *L<sub>b</sub>* in log scale.

Contrast thresholds increase in a more evident way for the lowest background luminance (0.01 cd/m<sup>2</sup>), but appear mostly constant for *L<sub>b</sub>* ≥ 0.07 cd/m<sup>2</sup>. This increase is observed in all age groups for both photometry systems. It may be the result of the transition from the Weber to the de Vries Rose region of luminances (two different sections of the light-adaptation curve with different dependence on background luminance). However, at the lowest background luminance, contrast threshold results for both lamps are different between photometry systems. Only contrast threshold results for the HPS lamp, whose S/P ratio (0.49) is more different from unity, differ between photometry systems for all age groups.

**Table 1** Features of the lamps employed in the study

| Lamp type | Model           | CCT (K) | S/P ratio | Manufacturer |
|-----------|-----------------|---------|-----------|--------------|
| HPS       | 150 W Pro SON-T | 2000    | 0.49      | Philips      |
| MH        | 70 W CDO-TT     | 2800    | 1.17      | Philips      |

CCT = correlated color temperatures; HPS = high-pressure sodium lamp; MH = metal halide lamp. CCTs were taken from the manufacturer’s literature. S/P ratios were determined from spectral power distribution and Eq. 6 (see the Appendix)



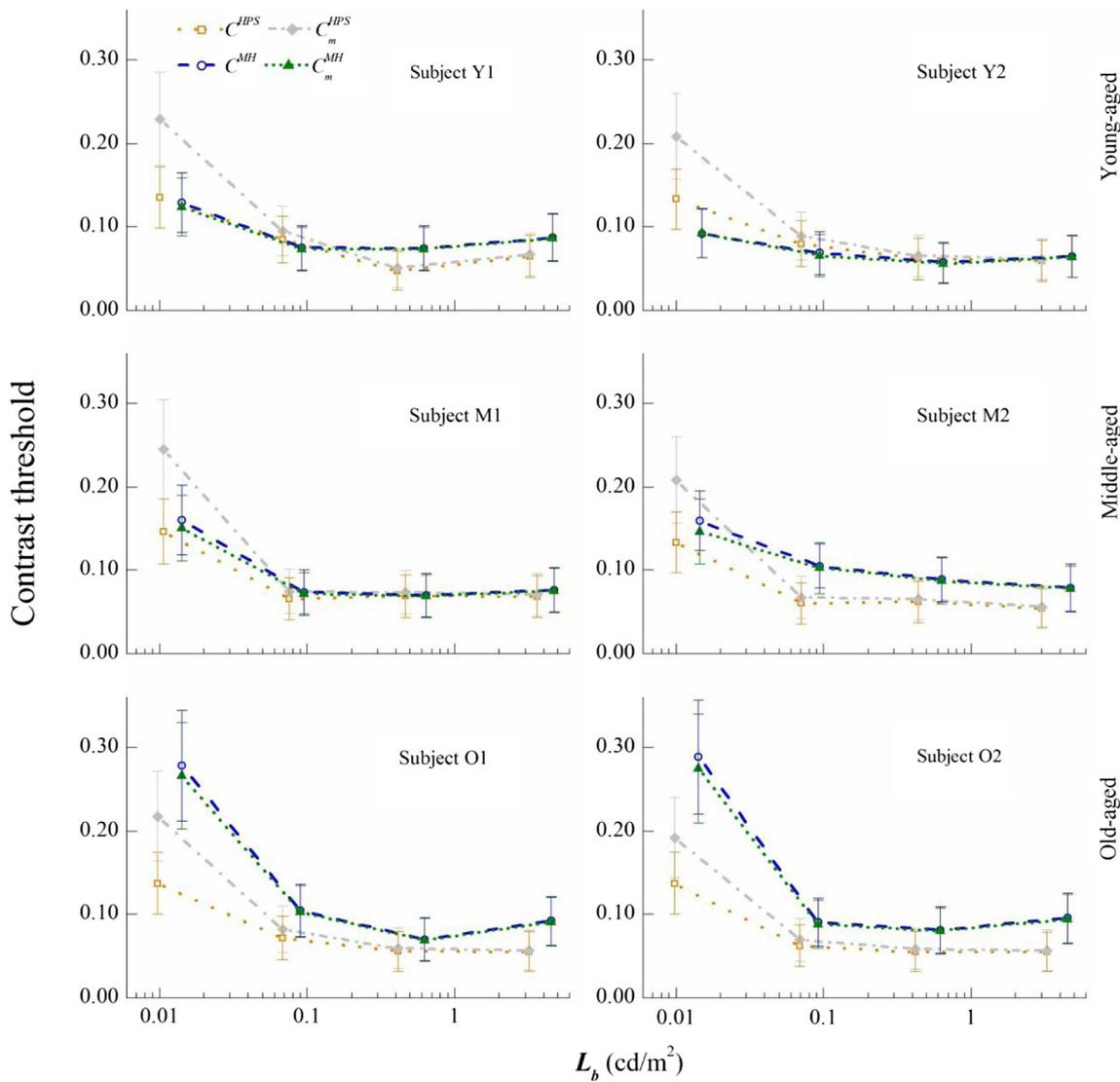
**Fig. 2** On-axis contrast thresholds ( $C$ ) based on photopic photometry for each subject and type of lamp as a function of  $L_b$  in log scale. Upper graphs correspond to young (Y1, Y2), intermediate graphs to middle-aged (M1, M2), and the lower ones to old-aged (O1, O2) subjects.

Squares correspond to results obtained with the HPS lamp and circles to results obtained with the MH lamp. For clarity, data obtained with the MH lamp have been displaced along the horizontal axis. Error bars define the 95% confidence interval of the results

However, for the MH lamp, whose S/P ratio (1.17) approaches unity, the results obtained are similar for both photopic and the MES2 photometry systems for all age groups.

As the MES2 system further defines the spectral sensitivity of the visual system under our experimental conditions, according to CIE (2010), a more in-depth view of the analysis of contrast threshold results obtained using this photometry system is shown in Fig. 4. Age and background luminance influence on contrast threshold was analyzed by considering each lamp separately in statistical analysis. Figure 4 shows the results derived from this analysis, for each age group, as a function of  $L_b$ . The upper graph (Fig. 4a) contains the results obtained for the HPS lamp (S/P ratio = 0.49), whereas the lower graph (Fig. 4b) contains those obtained for the MH lamp (S/P ratio = 1.17).

As for the results of the HPS lamp (Fig. 4a), the age effect on contrast thresholds is nonsignificant ( $p = .24$ ), as is the interaction between age and background luminance factors ( $p = .46$ ). In view of this, and taking into account the parsimony principle, a simple linear model (one-way ANOVA) was selected, in which the only explanatory variable is the background luminance—so the fitted model has been depicted in a single solid line for all age groups. The effect of background luminance on contrast thresholds using HPS lamp is significant ( $p = .001$ ), with results showing a decrease as background luminance increases. The main effect of this factor occurs at the lowest background luminance ( $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup>), with an estimated mean contrast threshold value of 0.217. This mean value is significantly greater than the estimated one (0.079) for the highest background luminance considered.



**Fig. 3** Off-axis contrast thresholds ( $C$  and  $C_m$ ) based on photopic and the MES2 photometry systems for each subject and type of lamp as a function of  $L_b$  in log scale. Upper graphs correspond to young (Y1, Y2), intermediate graphs to middle-aged (M1, M2), and the lower ones to old-aged (O1, O2) subjects. Values obtained by employing photopic or

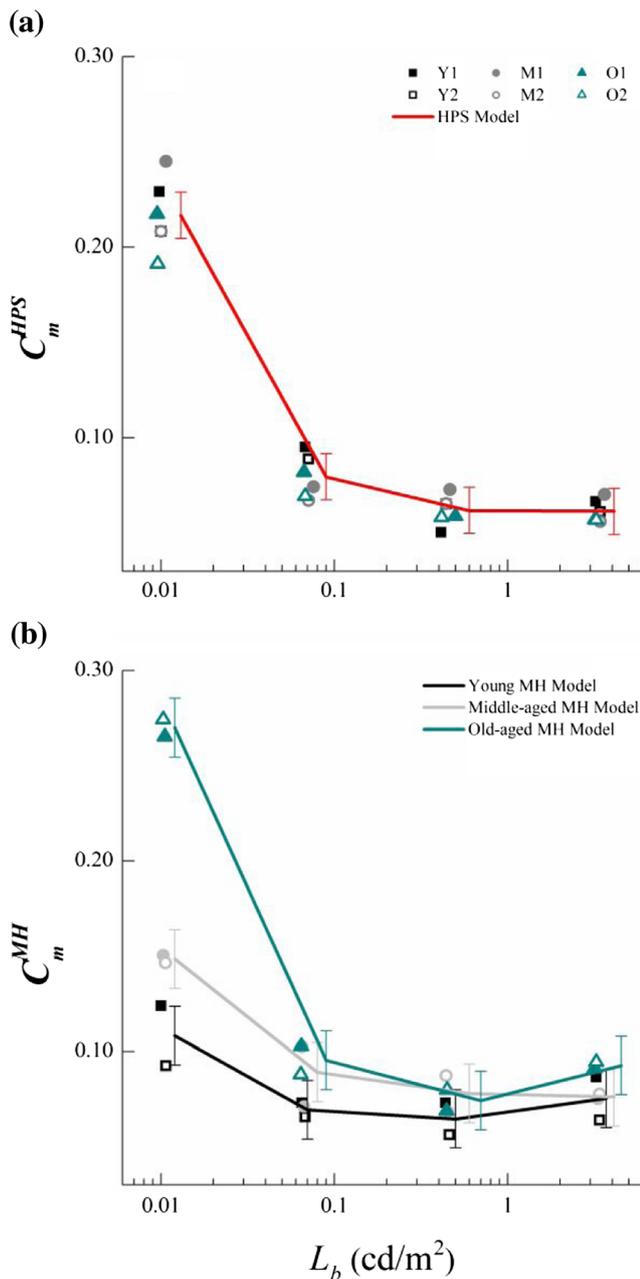
the MES2 photometry have been identified with the symbols indicated in the upper left graph. For clarity, data obtained with the MH lamp have been displaced along the horizontal axis. Error bars define the 95% confidence interval of the results

The results for the MH lamp have been plotted in Fig. 4b. The fitted mixed model has been depicted for each of the three age groups with a solid line. The observed interaction between the fixed effects, age and background luminance, is significant ( $p = .001$ ). This significant interaction implies that contrast threshold has a strong dependence on background luminance for the different age groups. The biggest difference between age groups is attained at the lowest background luminance ( $L_b = 0.01 \text{ cd/m}^2$ ). In the case of higher background luminances, mean contrast threshold differences among age groups are smaller and nonsignificant, as can be seen from the simultaneous 95% confidence intervals of the mean values of each age group.

Data show that the influence of age in off-axis contrast thresholds is different for the two compared lamps in the mesopic illumination range, using the MES2 photometry system.

### Experiment 2

In Experiment 1, a significant interaction between age and SPD was found at the lowest background luminance ( $L_b = 0.01 \text{ cd/m}^2$ ). The aim of Experiment 2 was to involve a greater number of naïve subjects to obtain greater reliability of the results.



**Fig. 4** Off-axis contrast thresholds ( $C_m$ ) based on the MES2 photometry system as a function of  $L_b$  in log scale for the HPS lamp (a) and for the MH lamp (b). Squares, circles, and triangles represent data for the young, middle-aged and old-aged subjects, respectively. Lines join the estimated mean contrast thresholds under the fitted mixed linear model. For clarity, fitted model results have been displaced along the horizontal axis. Error bars define the 95% confidence interval of the mean results

## Procedure and measurements

The same protocols and requirements employed in Experiment 1 concerning the subjects' visual capabilities were followed. In addition, the same experimental setup and procedure measurements were also employed. Measurements for each subject were performed in two sessions during 1 single

day. Twenty-two naïve subjects with normal vision participated in this study, split into two age groups, 11 young ( $24.2 \pm 2.6$  years old) and 11 old subjects ( $69 \pm 6.4$ ). The interaction between age (young and old) and SPDs (HPS and MH) was studied at fixed background luminance ( $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup>) and retinal location (off-axis vision). In addition, two photometry systems (photopic and the MES2 systems) were applied in luminance calculation.

## Results

### MES2 contrast thresholds

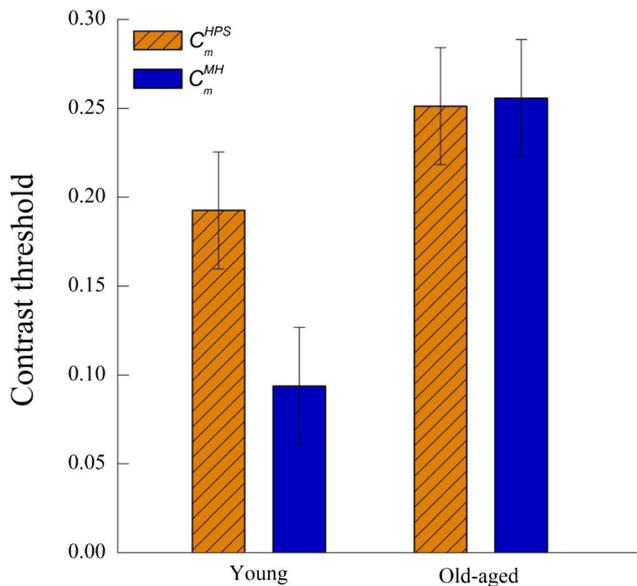
In Experiment 2, the results obtained in Experiment 1 are reinforced by increasing the number of subjects, focusing on contrast threshold measurement in off-axis vision. In addition, the effect size of the significant interactions has been computed by calculation of the Hedges's  $g$  statistic. It is a standard and correct effect size statistic appropriate for small samples (Durlak, 2009). The value of the effect size of Pearson's  $r$  correlation coefficient (Cohen, 1977) has also been calculated to show the strength of the relationship between the different factors, expressed as a decimal.

Figure 5 shows the off-axis MES2-corrected contrast thresholds of two age groups for a background luminance of 0.01 cd/m<sup>2</sup> provided by two lamps (HPS and MH).

A significant interaction between age and SPD is found, replicating results shown in Fig. 4 for the lowest background luminance (0.01 cd/m<sup>2</sup>). For the young group, contrast threshold results between SPDs differ significantly ( $p = .001$ ) ( $g = 2.534$ ;  $r = .24$ ). However, there is nonsignificant effect of SPDs in contrast threshold results of the old-aged group ( $p = .855$ ). An aging effect is observed when comparing results between age groups, the results being greater for the old-aged group in both SPDs ( $p = .05$ ). For the HPS lamp, the mean difference between contrast thresholds of young and old subjects is 0.059 ( $p = .023$ ) ( $g = 1.052$ ;  $r = .21$ ). This difference appears much more pronounced in the case of the MH lamp, in which the mean difference between old and young subjects is 0.162 ( $p = .001$ ) ( $g = 2.448$ ;  $r = .24$ ).

### Photopic contrast thresholds

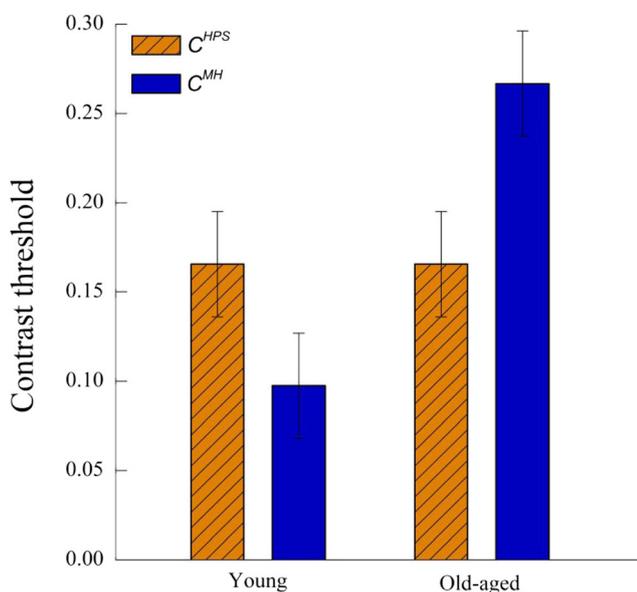
As for photopic contrast thresholds, Fig. 6 shows contrast thresholds without the MES2 system correction for luminance. The same trend is observed as in Fig. 3, regarding the results obtained at the lowest background luminance (0.01 cd/m<sup>2</sup>). For old-aged subjects, results differ in comparison with the results obtained for the MES2 system (see Fig. 5). However, the differences between photometry systems for young subjects are small.



**Fig. 5** Mean off-axis contrast thresholds based on the MES2 photometry system and measured for young and old-aged subjects, for HPS and MH lamps, at  $L_b = 0.01 \text{ cd/m}^2$ . Error bars define 95% confidence interval of the mean results

### MES2 versus photopic contrast thresholds

In order to analyze whether the interaction between age and SPD is influenced by photometry, the relationship between mean contrast thresholds obtained for both SPDs and photometry systems has been analyzed for young and old-aged groups. For young subjects, lower contrast thresholds are obtained for the MH lamp when compared with the HPS lamp for both



**Fig. 6** Mean off-axis contrast thresholds based on the photopic photometry system and measured for young and old-aged subjects, for HPS and MH lamps, at  $L_b = 0.01 \text{ cd/m}^2$ . Error bars define 95% confidence interval of the mean results

photometry systems. However, for old-aged subjects, lower contrast thresholds are obtained for the HPS lamp in comparison with the MH lamp using both photometry systems. Therefore, the SPD effect in both age groups occurred regardless of the photometry system employed.

### Discussion

In this study, we presented the results of two experiments focused on the effect of spectral power distribution and age on contrast threshold in a typical mesopic illumination environment. In addition, the effect on contrast threshold of luminance calculation based on the MES2 mesopic photometry system has been examined in off-axis measurements, as well as the photopic measurement of luminance already established in the literature. Experiment 2 is a consequence of the results obtained in Experiment 1. Its goal has been to obtain greater statistical significance of the most relevant results found in Experiment 1, by measuring contrast threshold in a greater number of naïve subjects.

In Experiment 1, we measured contrast threshold in on-axis and off-axis vision in subjects of three well-differentiated ranges of age, adapted to different levels of mesopic illumination provided by HPS and MH lamps. The photopic contrast threshold results presented in Figs. 2 and 3 show that off-axis results are greater than those measured in on-axis vision, regardless of the subject, age, and type of lamp employed. This result verified the well-known increase in contrast sensitivity in the fovea relative to the peripheral retina.

### Spectral power distribution and photometry effect

The first question addressed concerns the influence of the MES2 photometry system applied to the off-axis measurements performed in both experiments. Only significant differences were found between the contrast thresholds obtained with photopic and the MES2 photometry systems for the HPS lamp at the dimmest background luminance ( $0.01 \text{ cd/m}^2$ ; see Fig. 3). This effect appeared for all ages and subjects of Experiments 1 and 2. However, the influence of the photometry system was absent on the contrast threshold results obtained under the same background luminance provided by the MH lamp, for all ages and subjects of both experiments. The MES2 system calculates the luminance from the photopic one by applying a factor that increases in a sharper way as luminance approaches the lower limit of the validity range of the MES2 photometry system ( $0.005 \text{ cd/m}^2$ ). The effect of the MES2 system on luminance calculation, therefore, increases with decreasing luminance level. Thus, at these low luminances, this factor approaches the S/P ratio (e.g., 0.49 for the HPS lamp or 1.17 for the MH lamp). Since Weber contrast is defined as a ratio of luminances, the effects produced in the

contrast domain were notably smaller than for the individual luminances, with the exception of HPS lamp at  $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup>. In this case, changes from photopic to the MES2 contrast thresholds ranged from 40% to 60%.

In the case of the HPS lamp (see Fig. 4a), contrast thresholds calculated using the MES2 system showed the same functional behavior with background luminance for all subjects, without statistically significant influence of age, even at the lowest background luminance. This figure also shows an almost constant contrast threshold from  $L_b = 0.3$  cd/m<sup>2</sup> upwards (Weber law) and increased values for dimmer background luminances. This was expected when the visual system enters the de Vries Rose region (Laming, 2013). The second experiment confirmed these results for a greater population of young and old subjects, for the HPS lamp, and at  $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup> (see Fig. 5 and accompanying text). In order to compare the current results with those of previous studies, it is also important to consider the spatial frequency of the stimuli. If we consider that the fundamental spatial frequency associated with our test size (2°) was around or lower than 0.5 c/deg, the results shown in Fig. 4a are coherent with those previously found in on-axis vision in the photopic illumination range, which could be applied in off-axis vision (Artal, Ferro, Miranda, & Navarro, 1993; Owsley et al., 1983; Ross, Clarke, & Bron, 1985). The studies from Owsley et al. (1983) and Ross et al. (1985) show that on-axis contrast sensitivity declines with age, but not for spatial frequencies around or lower than 1 c/deg. Ross et al. (1985) found similar results in the case of the modulation transfer function, considered as the response of an optical system to sinusoidal stimuli of different spatial frequencies. Concerning the influence of luminance in contrast sensitivity, other authors found that, under mesopic illumination conditions, the significance of the difference in contrast sensitivities between old and young subjects at a spatial frequency of 1.5 c/deg was dependent on the spatial frequency of the test employed (Bühren, Terzi, Bach, Wesemann, & Kohnen, 2006).

Figure 4b shows a very different situation, with an influence of age on contrast threshold results. When the same subjects performed the same detection task under the MH lamp, contrast thresholds are clearly dependent on age at  $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup>. We observed the same increasing trend in contrast thresholds as background luminance decreased (see Fig. 4b), particularly at 0.01 cd/m<sup>2</sup>, but in a much more significant way for old subjects. An age effect on contrast threshold results for the MH lamp was confirmed in the second experiment (see Fig. 5).

When contrast thresholds of Figs. 4, 5, and 6 are observed, a clear interaction appears between the spectral power distribution and age in off-axis vision. Contrast thresholds were different for the young and old-aged groups at 0.01 cd/m<sup>2</sup> depending on the lamp, although these differences clearly reduced with increasing background luminance as concluded by

comparison of Fig. 4. Several questions arose from the analysis of these values. The first one concerned the relevance of the MES2 photometry system to the results obtained. When contrast thresholds for both photometry systems were analyzed, the effect of the spectral composition and the interaction between this factor and age persist for both photopic and the MES2 photometry systems. Therefore, the MES2 photometry system was neither responsible for the age effects nor could it explain them.

### Underlying mechanisms

The next important question we tried to answer concerned the probable underlying mechanisms that could explain the interaction found between the type of lamp and age. Could chromatic aberrations be responsible for these results? It was difficult to find a satisfactory or completely convincing response since the existing studies do not include all these variables (e.g., age, eccentricity, mesopic luminances, spectral power distribution). It is known that aberrations increase with age, the internal optics being unable to balance the corneal aberrations of older people (Berrio, Tabernero, & Artal, 2010). In addition, it is also known that longitudinal chromatic aberration does not increase significantly with eccentricity (Jaeken, Lundström, & Artal, 2011; Rynders, Navarro, & Losada, 1998), while transverse chromatic aberration does so slightly (Ogbozo & Bedell, 1987; Winter et al., 2015). However, two arguments lead us to discard the transverse chromatic aberration as responsible for the results shown in Figs. 4 and 5. First, the lamp most likely to be able to emphasize the ocular transverse chromatic aberration is the MH lamp due to its wider spectral composition. However, young and middle-aged subjects appear to benefit from it in terms of contrast sensitivity (see Figs. 2 and 3). Second, Yang, Tai, Laukkanen, and Sheedy (2011) show that the transverse chromatic aberration hardly influences the low-frequency letter recognition task in off-axis vision.

As the Age × Lamp interaction was only evident at the lowest background luminances considered in this study, it seems reasonable to explain it from the point of view of the rod involvement in off-axis detection. Rods show greater sensitivity than cones at short wavelengths; therefore, lower contrast thresholds are expected for the MH lamp as, in fact, was shown for young subjects. In the aged eye, both the transparency loss (mainly for short wavelengths) and scattering increase (van den Berg, 1995). Furthermore, the absence of the macular pigment at 10° of eccentricity ( $5^\circ \pm 0.94^\circ$  according to Baptista & Nascimento, 2014;  $7.7^\circ \pm 2.0^\circ$  according to Chang et al., 2002) facilitates the scattered light to reach that area of the retina (Baptista & Nascimento, 2014; Chang et al., 2002; Stringham, García, Smith, McLin, & Foutch, 2011). Concerning the transparency loss, it does not influence the contrast of the retinal image, since it affects test and

background in the same way. This is the reason why the explanation given by Sagawa and Takahashi (2001), concerning the changes of crystalline lens density with age, could not explain our results. Furthermore, their experiment was performed in the photopic illumination range (100 phot. Td), where detection is cone mediated. However, the reduction in transparency due to age implies a reduction in retinal illuminance. In a Maxwellian-view experiment like ours, retinal illuminance and luminance are proportional variables connected by a constant (the imaged size of the source at the entrance pupil plane, which is lower than the pupil area). Figure allows us to estimate the effect of transparency reduction in retinal illuminance due to age for both lamps. In order to estimate this reduction, the magnitude  $A_i^j = \sum P_e^j(\lambda)V(\lambda)T_i(\lambda)$  was calculated, where  $P_e(\lambda)$  represented the normalized lamp spectral power distribution and  $T(\lambda)$  the ocular transmittance (Barker, & Brainard, 1991), the index  $i$  represented the “old” and “young” subjects, and the index  $j$  represented the “HPS” and “MH” lamps. The sums were extended to all wavelengths of the visible spectrum (380 to 780 nm). These magnitudes are proportional to the photopic retinal illuminance and do not depend on the pupil size in a Maxwellian-view experiment like ours. Simple calculations revealed that the ratio was  $A_{young}^{HPS}/A_{old}^{HPS} = 1.07$ , whereas the same ratio for the MH lamp was 1.10. As expected, retinal illuminance is higher for the young than for the old subjects for these two lamps, but the difference between lamps is small. The effect of this different retinal illuminance on contrast threshold is negligible, particularly when employing the logarithmic scales like those used in Figs. 2, 3, and 4.

Concerning the scattered light, rods certainly do not have the directional selectivity to light as cones have. Therefore, rods are more sensitive to scattered light. When the detection is mostly cone mediated (luminance values above 0.07 cd/m<sup>2</sup>), calculated contrast thresholds appear similar for the three age groups and the two considered lamps (see Fig. 4). The Stiles–Crawford effect (it describes the directional sensitivity of cones) and the rods’ spectral response could explain this behavior. For luminance values below 0.07 cd/m<sup>2</sup>, and particularly at 0.01 cd/m<sup>2</sup>, detection is rod mediated. As they are more sensitive to short wavelengths and capture greater amount of scattered light, the scattering effects can certainly be larger for the MH lamp than for the HPS lamp. These effects could explain the greater contrast thresholds observed for old subjects at these low luminances and for this lamp.

## Experimental limitations

In order to assess the extent of these findings and their impact on daily life, we addressed the question concerning the influence of the Maxwellian nature of the experimental arrangement employed in this experiment on them. In other words, could these results be extrapolated to real-life conditions? The

Maxwellian-view arrangement introduced two main differences with natural viewing conditions: the monocular view and an effective pupil difference from real pupil under mesopic illumination conditions. To our knowledge, there is no evidence in the literature of the relationship between the binocular summation effect and the spectral composition of the light source, so we rejected this improbable explanation and concentrated on the effect of the pupil size on the results. The image of the light source formed by our experimental setup in the pupil entrance plane was a circle of 2.5-mm diameter. This size was lower than a real pupil at mesopic illumination levels, but more similar to the pupil size of the oldest group due to the typical senile miosis of the elderly. This means that, for the old subjects, going from the Maxwellian to the natural viewing conditions does not imply great changes in the measured contrast thresholds. In the case of the young subjects, the situation was different. At these low luminances, going from Maxwellian to natural viewing conditions means a change in the pupil size from 2.5-mm diameter to approximately 7 mm, according to the literature (Watson & Yellott, 2012). The influence of pupil size on contrast sensitivity functions can be ignored at these low spatial frequencies (Strang, Atchison, & Woods, 1999). However, in terms of retinal illuminance, this pupil size change would produce an increment in retinal illuminance by a factor of approximately  $(7/2.5)^2 \approx 8$ . In these natural viewing conditions, we could find contrast thresholds at  $L_b = 0.01$  cd/m<sup>2</sup> that could be very close to those currently measured at  $L_b = 0.07$  cd/m<sup>2</sup> in our Maxwellian experiment. For the young subjects, this means a very significant reduction in the measured contrast thresholds for the HPS lamp and less significant for the MH lamp, according to Fig. 4. Otherwise, our results and predictions agree with those recently published by Uttley et al. (2017). In their study, the ability in obstacle detection has been measured under different mesopic luminance conditions, S/P ratios, and ages. Their experiment performed under natural viewing conditions confirms that, only for illuminances lower than 0.2 lux, do significant differences in obstacle detection appear for different spectral power distributions and ages.

Coming from basic research accomplished in controlled conditions, the abovementioned limitations may make it difficult to generalize our results to a natural viewing situation. Further research is focusing on visual performance assessment under more realistic environmental conditions, as our experimental setup also allows working with natural pupil sizes and performing more applied research.

## Conclusions

The findings of this study offer evidence of the effects of the spectral power distribution of the light source in off-axis contrast threshold at mesopic illumination levels. The comparison

between the results obtained employing the photopic and the MES2 photometry systems leads us to affirm that the MES2 system is not responsible for the interactions found between age and spectral power distribution, in terms of luminance calculation. However, the MES2 photometry system better defines the luminances used to calculate contrast threshold, as important parameters such as spectral power distribution, luminance level, and eccentricity, not age, are taken into account. In these conditions, the aged eye manifests increased contrast thresholds due to the greater scattered and captured light, particularly more so the greater the content of short wavelengths in the spectral power distribution of the lamp.

**Acknowledgments** The authors acknowledge the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO) (FIS2016-78037-P). Dr. J. A. Aparicio expresses his personal acknowledgment to the Organización Nacional de Ciegos de España (ONCE) for help.

Dr. Juan Aparicio (Apa) passed away during the revision process of this paper, after a long illness. The other authors want to acknowledge his guidance throughout this research. He had a leading role from the beginning of this project, providing original ideas, setting up the experimental apparatus, and becoming highly involved in the modeling of the data. His thoughtful comments on this paper, until the end of his days, were crucial for the success of the present work.

### Appendix

The CIE-recommended (CIE, 2010) system for mesopic photometry describes spectral luminous efficiency,  $V_{mes}(\lambda)$ , in the mesopic illumination range as a linear combination of the photopic spectral luminous efficiency function,  $V(\lambda)$ , and the scotopic spectral luminous efficiency function,  $V'(\lambda)$ . This mesopic photometry system establishes a gradual transition between these two functions throughout the mesopic illumination region that depends on the visual adaptation conditions. It has an upper luminance limit of 5 cd/m<sup>2</sup> and a lower luminance limit of 0.005 cd/m<sup>2</sup>. This intermediate system is denoted as the MES2 system and defines the mesopic spectral luminous efficiency function,  $V_{mes}(\lambda)$ , as a convex linear combination:

$$M(m)V_{mes}(\lambda) = mV(\lambda) + (1-m)V'(\lambda), \tag{3}$$

where,  $M(m)$  is a normalizing constant such that the mesopic spectral luminous efficiency function,  $V_{mes}(\lambda)$ , attains a peak value of 1.

The coefficient of adaptation's,  $m$ , value depends on the visual adaptation level of the eye and the spectral characteristics of the adaptation field (S/P ratio).

Thus, the mesopic luminance,  $L_{mes}$ , is given by:

$$L_{mes} = \frac{V(\lambda_0)mL_p + (1-m)L_sV'(\lambda_0)}{V(\lambda_0)M + (1-m)V'(\lambda_0)}, \tag{4}$$

where,  $V(\lambda_0)$  is the value of the photopic spectral sensitivity function at  $\lambda_0 = 555$  nm, calculated as  $V(555) = 1$ .

$L_p$  and  $L_s$  are the photopic and scotopic luminances, respectively. They are obtained by:

$$L_p = 683 \int_{380}^{780} V(\lambda)E(\lambda)d\lambda \quad L_s = 1700 \int_{380}^{780} V'(\lambda)E(\lambda)d\lambda,$$

where,  $E(\lambda)$  is the spectral radiance of a given light source (in Wm<sup>-2</sup> sr<sup>-1</sup> nm<sup>-1</sup>) in the visible range (380–780 nm).

The relationship between mesopic luminance,  $L_{mes}$ , and coefficient of adaptation,  $m$ , is also provided by CIE (2010):

$$m = a + b \log L_{mes}, \tag{5}$$

where  $a$  and  $b$  are parameters that have the values 0.767 and 0.334, respectively. These values are attained when the  $L_{mes}$  value is close to the limits set for the MES2 system (0.005 and 5 cd/m<sup>2</sup>):

If  $L_s \leq 0.005$  cd/m<sup>2</sup>, then  $m = 0$  and  $L_{mes} = L_s$ . Then, Eq. 5 takes the form:  $0.005 = 10^{-a/b}$ .

If  $L_p \geq 5$  cd/m<sup>2</sup>, then  $m = 1$  and  $L_{mes} = L_p$ . Then, Eq. 5 takes the form:  $5 = 10^{(1-a)/b}$ . And by solving these equations, the values of parameters  $a$  and  $b$  are defined.

The coefficient of adaptation  $m$  is determined using an iterative fixed-point method based on Eqs. 4 and 5. This iteration process starts from photopic and scotopic luminance values,  $L_p$  and  $L_s$ , for a given  $m$  value of 0.5, and then the Eqs. 4 and 5 are repeated till two consecutive values,  $m_n$  and  $m_{n+1}$ , are close enough that their difference is less than a fixed tolerance:

$$|m_{n+1} - m_n| \leq \epsilon.$$

Therefore, the S/P ratio for a given spectral power distribution is given as follows:

$$S/P\text{-ratio} = \frac{K'_m \int_0^x S_\lambda(\lambda)V'(\lambda)d\lambda}{K_m \int_0^x S_\lambda(\lambda)V(\lambda)d\lambda}. \tag{6}$$

$K'_m \approx 1700 \text{ lmW}^{-1}$  is the maximum value of the spectral luminous efficacy for scotopic vision,  $K'(\lambda)$ ;  $K_m \approx 683 \text{ lmW}^{-1}$  is the maximum value of the spectral luminous efficacy for photopic vision,  $K(\lambda)$ ;  $S_\lambda(\lambda)$  is the spectral power distribution of the light source.

### References

Artal, P., Ferro, M., Miranda, I., & Navarro, R. (1993). Effects of aging in retinal image quality. *Journal of the Optical Society of America A*, 10, 1656–1662. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.10.001656>

- Ashaki, Y., & Rea, M. (2002). Peripheral detection while driving under a mesopic light level. *Journal of the Illuminating Engineering Society*, 31, 85–89. <https://doi.org/10.1080/00994480.2002.10748374>
- Baptista, A. M. G., & Nascimento, S. M. C. (2014). Changes in spatial extent and peak double optical density of human macular pigment with age. *Journal of the Optical Society of America A*, 31, 87–92. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.31.000A87>
- Barker, F. M., & Brainard, G. C. (1991). The direct spectral transmittance of the excised human lens as function of age (Final Research Report). Washington, DC: Food and Drug Administration.
- Barrionuevo, P. A., Matesanz, B. M., Gloriani, A. H., Arranz, I., Issolio, L., Mar, S., & Aparicio, J. A. (2018). Effect of eccentricity and light level on the timing of light adaptation mechanisms. *Journal of the Optical Society of America A*, 35, 144–151. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.35.00B144>
- Berman, S. M., Jewett, D. L., Bingham, L. R., Nahass, R. M., Perry, F., & Fein, G. (1987). Pupillary size differences under incandescent and high-pressure sodium lamps. *Journal of the Illuminating Engineering Society*, 16, 3–20. <https://doi.org/10.1080/00994480.1987.10748662>
- Berrio, E., Taberero, J., & Artal, P. (2010). Optical aberrations and alignment of the eye with age. *Journal of Vision*, 10, 1–17. <https://doi.org/10.1167/10.14.34>
- Boyce, P. R. (2003). *Human factors in lighting* (2nd ed.). London, UK: Taylor & Francis.
- Boyce, P. R. (2006). Lighting, visibility and the ageing workforce. *Lighting Journal*, 7, 31–36.
- British Standards Institution. (2012). *Code of practice for the design of road lighting*. London, UK: Author.
- Bühren, J., Terzi, E., Bach, M., Wesemann, W., & Kohnen, T. (2006). Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions: Comparison of three tests. *Optometry and Vision Science*, 83, 290–298. <https://doi.org/10.1097/01.opx.0000216100.93302.2d>
- Chang, Y., Lee, F. L., Chen, S. J., & Chan, S. F. (2002). Optical measurement of human retinal macular pigment and its spatial distribution with age. *Medical Physics*, 29, 2621–2628. <https://doi.org/10.1118/1.1515761>
- Cohen, J. (1977). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Cambridge, MA: Academic Press. <https://doi.org/10.1016/C2013-0-10517>
- Cole, G. G., Kuhn, G., & Skarratt, P. A. (2011). Non-transient luminance changes do not capture. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 73, 1407–1421. <https://doi.org/10.3758/s13414-011-0118-6>
- Commission Internationale de l'Éclairage. (2010). *Recommended system for visual performance based mesopic photometry*. Vienna, Austria: Author.
- Durlak, J. (2009). How to select, calculate, and interpret effect size. *Journal of Pediatric Psychology*, 34(9), 917–928. <https://doi.org/10.1093/jpepsy/jsp004>
- Fotios, S., & Cheal, C. (2009). Obstacle detection: A pilot study investigating the effects of lamp type, illuminance and age. *Lighting Research and Technology*, 41, 321–342. <https://doi.org/10.1177/14771535091023>
- Fotios, S. A., & Cheal, C. (2007). Lighting for subsidiary streets: Investigation of lamps of different SPD. Part 1—Visual performance. *Lighting Research and Technology*, 39, 215–232. <https://doi.org/10.1177/1477153507078146>
- Gloriani, A. H., Matesanz, B. M., Barrionuevo, P. A., Arranz, I., Issolio, L., Mar, S., & Aparicio, J. A. (2016). Influence of background size, luminance and eccentricity on different adaptation mechanisms. *Vision Research*, 125, 12–22. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2016.04.008>
- Higgins, K. E., Jaffe, M. J., Caruso, R. C., & Demonasterio, F. M. (1988). Spatial contrast sensitivity: Effects of age, test-retest, and psychophysical method. *Journal of the Optical Society of America A*, 5, 2173–2180. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.5.002173>
- Humes, L. E., Busey, T. A., & Craig, J. (2013). Are age-related changes in cognitive function driven by age-related changes in sensory processing? *Attention, Perception, & Psychophysics*, 75, 508–524. <https://doi.org/10.3758/s13414-012-0406-9>
- Jaeken, B., Lundström, L., & Artal, P. (2011). Peripheral aberrations in the human eye for different wavelengths: Off-axis chromatic aberration. *Journal of the Optical Society of America A*, 28, 1871–1879. <https://doi.org/10.1364/28.001871>
- Laming, D. (2013). Visual adaptation—A reinterpretation: Discussion. *Journal of the Optical Society of America A*, 30, 2066–2078. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.30.002066>
- Matesanz, B. M., Issolio, L., Arranz, I., de la Rosa, C., Menéndez, J. A., Mar, S., & Aparicio, J. A. (2011). Temporal retinal sensitivity in mesopic adaptation. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 31, 615–624. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2011.00859>
- Ogboso, Y. U., & Bedell, H. E. (1987). Magnitude of lateral chromatic aberration across the retina of the human eye. *Journal of the Optical Society of America A*, 4, 1666–1672. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.4.001666>
- Owsley, C., Sekuler, R., & Siemsen, D. (1983). Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Research*, 23, 689–699. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(83\)90210-9](https://doi.org/10.1016/0042-6989(83)90210-9)
- Pearson, P., Schmidt, L., Ly-Schroeder, E., & Swanson, S.W. (2006). Ganglion cell loss and age-related visual loss: A cortical pooling analysis. *Optometry and Vision Science*, 83, 444–454. <https://doi.org/10.1097/01.opx.0000218432.52508.10>
- Ross, J. E., Clarke, D. D., & Bron, A. J. (1985). Effect of age on contrast sensitivity function: Uniocular and binocular findings. *British Journal of Ophthalmology*, 69, 51–56. <https://doi.org/10.1136/bjo.69.1.51>
- Rynders, M. C., Navarro, R., & Losada, M. A. (1998). Objective measurement of the off-axis longitudinal chromatic aberration in the human eye. *Vision Research*, 38, 513–522. [https://doi.org/10.1016/S0042-6989\(97\)00216-2](https://doi.org/10.1016/S0042-6989(97)00216-2)
- Sagawa, K., & Takahashi, Y. (2001). Spectral luminous efficiency as a function of age. *Journal of the Optical Society of America A*, 18, 2659–2667. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.18.002659>
- Spear, P. D. (1993). Neural bases of visual deficits during aging. *Vision Research*, 33, 2589–2609. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(93\)90218-L](https://doi.org/10.1016/0042-6989(93)90218-L)
- Strang, N. V., Atchison, D. A., & Woods, R. L. (1999). Effects of defocus and pupil size on human contrast sensitivity. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 19, 415–426. <https://doi.org/10.1046/j.1475-1313.1999.00459>
- Stringham, J. M., García, P. V., Smith, P. A., McLin, L. N., & Foutch, B. K. (2011). Macular pigment and visual performance in glare: Benefits for photostress recovery, disability glare, and visual discomfort. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 52, 7406–7415. <https://doi.org/10.1167/iov.10-6699>
- Uttley, J., Fotios, S., & Cheal, C. (2017). Effect of illuminance and spectrum on peripheral obstacle detection by pedestrians. *Lighting Research and Technology*, 49, 211–227. <https://doi.org/10.1177/1477153515602954>
- van den Berg, T. J. T. P. (1995). Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age. *Ophthalmology & Visual Science*, 12, 52–59. <https://doi.org/10.1097/00006324-199502000-00003>
- van den Berg, T. J. T. P., Ijspeert, J. K., & De Waard, P. W. T. (1991). Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall. *Vision Research*, 31, 1361–1367. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(91\)90057-C](https://doi.org/10.1016/0042-6989(91)90057-C)
- Vos, J. J. (2003). On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation. *Clinical and Experimental Optometry*, 86, 363–370. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.2003.tb03080>
- Watson, A. B., & Yellott, J. I. (2012). A unified formula for light-adapted pupil size. *Journal of Vision*, 10, 1–16. <https://doi.org/10.1167/12.10.12>

- Whitaker, D., & Elliot, D. B. (1992). Simulating age-related optical changes in the human eye. *Documenta Ophthalmologica*, *82*, 307–316. <https://doi.org/10.1007/BF00161018>
- Winter, S., Fathi, M. T., Venkataraman, A. P., Rosén, R., Seidemann, A., Esser, G., ... Unsbo, P. (2015). Effect of induced transverse chromatic aberration on peripheral vision. *Journal of the Optical Society of America A*, *32*, 1764–1771. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2011.08.022>
- Wright, G. A., & Rea, M. S. (1984). Age, a human factor in lighting. *Research Reports and Case Studies: Proceedings of the International Conference on Occupational Ergonomics* (pp.508–512). Ottawa, Ontario, Canada: Human Factors Association of Canada.
- Yang, S. N., Tai, Y. C., Laukkanen, H., & Sheedy, J. E. (2011). Effects of ocular transverse chromatic aberration on peripheral word identification. *Vision Research*, *51*, 2273–2281. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2011.08.022>