

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA



TESIS DOCTORAL

Retinosis pigmentaria: optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Juan Enrique Cedrún Sánchez

Directoras

**Eva Chamorro Gutiérrez
Celia Sánchez-Ramos Roda**

**Madrid
Ed. electrónica 2019**

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

Departamento de Optometría y Visión



TESIS DOCTORAL

**RETINOSIS PIGMENTARIA: OPTIMIZACIÓN DE LA
FUNCIÓN VISUAL MEDIANTE LENTES ÓPTICAS
ESPECIALES**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Juan Enrique Cedrún Sánchez

Bajo la dirección de las doctoras:

Eva Chamorro Gutiérrez

Celia Sánchez-Ramos Roda

Madrid, 2018

© Juan Enrique Cedrún Sánchez, 2018



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

Departamento de Optometría y Visión

Juan Enrique Cedrún Sánchez

**RETINOSIS PIGMENTARIA: OPTIMIZACIÓN DE LA
FUNCIÓN VISUAL MEDIANTE LENTES ÓPTICAS
ESPECIALES**

TESIS DOCTORAL

2018



**RETINOSIS PIGMENTARIA: OPTIMIZACIÓN DE LA
FUNCIÓN VISUAL MEDIANTE LENTES ÓPTICAS
ESPECIALES**

AGRADECIMIENTOS

Recuerdo haber tenido una infancia con muy pocas cosas pero muy feliz. Siempre he sido curioso desde el primer momento en que abrí los ojos y empecé a explorar visualmente el mundo. Durante mi desarrollo como persona veía compañeros de escuela que dedicaban un esfuerzo enorme y que simplemente eran tratados como vagos, veía seres especiales y maravillosos con distintas capacidades que eran despreciados por no ser “normales”, veía personas con la incapacidad para realizar tareas debidas a sus problemas de Baja Visión. Así que en mi interior se fue forjando como misión el cuidado de las personas con discapacidad visual para intentar mejorarles, en todo lo posible, la calidad de vida.

Esta Tesis Doctoral es el resultado de aunar mi curiosidad científica con la capacidad de poder ayudar a las personas con discapacidad visual. Para ello, quiero agradecer en primer lugar a mis directoras de Tesis Eva Chamorro y Celia Sánchez-Ramos que me contagiaron su pasión por la ciencia, por sus enseñanzas, por su dedicación y supervisión durante mi formación como doctorando, así como por su constante apoyo personal desde el inicio de la Tesis hasta la elaboración de esta memoria.

A la Fundación Retina España por su ayuda, y a todas las personas afectadas de Retinosis Pigmentaria, ya que sin ellos este proyecto no hubiera sido posible.

A José María Vázquez Molini por sus continuas enseñanzas.

A mis compañeros de la Clínica Universitaria de Optometría de la Facultad de Óptica y Optometría de la UCM, y a las becarias Esther Padrino y Marina Martín, por su apoyo y palabras de aliento.

A Blanca, mi hija, por ser la alegría de mi vida.

Por último, quiero dedicar esta Tesis a mis padres por su amor incondicional y por mostrarme, con su ejemplo de vida, los valores del esfuerzo y del trabajo.

*«Cuando creíamos que teníamos todas las respuestas, de pronto,
cambiaron todas las preguntas.»*

Mario Benedetti (1920-2009)

ÍNDICE

RETINOSIS PIGMENTARIA: OPTIMIZACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL MEDIANTE LENTES ÓPTICAS ESPECIALES

INDICE

I.	LISTA DE ABREVIATURAS Y SIGLAS.....	XVII
II.	RESUMEN	XIX
III.	ABSTRACT	XXIII
IV.	PRODUCCIÓN CIENTÍFICA.....	XXVII
V.	LISTA DE FIGURAS.....	XXIX
VI.	LISTA DE TABLAS.....	XXXVII
1.	INTRODUCCIÓN	3
1.1.	El ojo.....	6
1.1.1.	La retina.....	7
1.1.2.	Los fotorreceptores.....	9
1.1.3.	El epitelio pigmentario de la retina.....	13
1.2.	Aspectos de la función y calidad visual	15
1.2.1.	Sensibilidad espectral del sistema visual	15
1.2.2.	Fenómenos de degradación de la calidad visual.....	17
1.2.3.	Efecto del deslumbramiento en la función visual.....	25
1.2.4.	Efecto del halo en la función visual.....	27
1.3.	Evaluación de la función visual	28
1.3.1.	Agudeza visual.....	28
1.3.2.	Sensibilidad al Contraste.....	34
1.3.3.	Agudeza visual de bajo contraste.....	40
1.3.4.	Estereopsis	43
1.3.5.	Halometría: Distorsión luminosa ocular.....	46
1.4.	Retinosis pigmentaria.....	48
1.4.1.	Patrones de herencia de la RP.....	50
1.4.2.	Alteraciones de la visión nocturna en RP.....	53

1.5.	Filtros ópticos en lentes oftálmicas.....	54
1.5.1.	Características de un filtro óptico	55
1.5.2.	Tipos de filtros.....	59
2.	JUSTIFICACIÓN.....	71
3.	HIPÓTESIS.....	75
4.	OBJETIVOS.....	79
4.1.	Objetivo general.....	79
4.2.	Objetivos específicos.....	79
5.	MATERIAL Y MÉTODOS	83
5.1.	Diseño del estudio.....	83
5.2.	Sujetos.....	83
5.3.	Protocolo.....	85
5.4.	Procedimiento.....	86
5.4.1.	Sala de exploración	86
5.4.2.	Paneles de optotipos y test utilizados.....	88
5.4.3.	Cuestionarios.....	105
5.4.4.	Filtros ópticos	107
5.5.	Análisis estadístico	109
6.	RESULTADOS	113
6.1.	Características de la muestra	113
6.2.	Sintomatología visual y calidad de vida asociada a la visión en pacientes con RP ...	118
6.2.1.	Cuestionario de sintomatología visual	118
6.2.2.	Cuestionario de calidad de vida relacionado con la salud ocular	119
6.3.	Influencia de la iluminación ambiental en la función visual de pacientes con RP	121
6.3.1.	Agudeza visual binocular en visión de lejos	121
6.3.2.	Agudeza visual binocular en visión de cerca	122
6.3.3.	Sensibilidad al contraste binocular de lejos	123
6.3.4.	Sensibilidad al contraste binocular de cerca.....	123
6.3.5.	Estereopsis	124
6.4.	Influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la función visual en condiciones fotópicas de iluminación	125
6.4.1.	Agudeza visual fotópica de alto contraste en visión de lejos	125
6.4.2.	Agudeza visual fotópica de bajo contraste en visión de lejos.....	126
6.4.3.	Agudeza visual fotópica en visión de cerca.....	127

6.4.4.	Sensibilidad al contraste fotópica en visión lejos (CSV 1000)	128
6.4.5.	Sensibilidad al contraste fotópicas en visión de cerca (test FACT)	129
6.4.6.	Estereopsis en condiciones fotópicas	130
6.5.	Influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la función visual en condiciones mesópicas de iluminación	131
6.5.1.	Agudeza visual mesópica de alto contraste en visión de lejos	131
6.5.2.	Agudeza visual mesópica de bajo contraste en visión de lejos.....	132
6.5.3.	Agudeza visual mesópica en visión de cerca.....	133
6.5.4.	Sensibilidad al contraste mesópica en visión de lejos (CSV 1000).....	134
6.5.5.	Sensibilidad al contraste mesópica en visión de cerca (test FACT).....	135
6.5.6.	Estereopsis en condiciones mesópicas	136
6.5.7.	Distorsión luminosa ocular en condiciones mesópicas de iluminación	136
7.	DISCUSIÓN.....	143
7.1.	Aspectos generales: sintomatología, calidad de vida percibida y estado visual de las personas afectadas por RP	143
7.2.	Análisis de los métodos utilizados.....	146
7.2.1.	Tamaño muestral	146
7.2.2.	Agudeza visual y sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación	147
7.2.3.	Estereopsis	148
7.2.4.	Distorsión luminosa ocular (halometría).....	149
7.3.	Análisis de los resultados	150
7.3.1.	Efecto de las condiciones de iluminación en la función visual.....	150
7.3.2.	Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la agudeza visual fotópica y mesópica	153
7.3.3.	Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la sensibilidad al contraste fotópica y mesópica	157
7.3.4.	Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la estereoagudeza fotópica y mesópica.....	159
7.3.5.	Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la distorsión luminosa ocular (halometría).....	160
8.	CONCLUSIONES	165
9.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	169
10.	ANEXOS	185
10.1.	Informe del Comité de ética.....	185
10.2.	Documento de información al paciente.....	186

10.3.	Documento de consentimiento informado.....	187
10.4.	Cuaderno de recogida de datos	188
10.5.	Método de aleatorización	192
10.6.	Cuestionario VFQ-25	195

I. LISTA DE ABREVIATURAS Y SIGLAS

AV: Agudeza Visual.

AV_{100%}: Agudeza Visual evaluado con un test de alto contraste 100%.

AV_{10%}: Agudeza Visual evaluado con un test de contraste 10%.

ACL: Aberración Cromática Longitudinal.

ACT: Aberración Cromática Transversal.

AVMC: Agudeza Visual Mejor Compensada.

AVN: Alteraciones de la Visión Nocturna.

cpg: Ciclos por grado.

D: Dioptría.

DL: Distorsión Luminosa.

DMAE: Degeneración macular asociada a la edad.

DN: Densidad Neutra.

EPR: Epitelio Pigmentario de la Retina.

ETDRS: (*Early Treatment Diabetic Retinopathy Study*) Estudio del tratamiento precoz de la retinopatía diabética.

ft: (*foot*) Pie. 1 ft = 0.3048m.

FSC: Función de Sensibilidad al Contraste.

λ : (Lambda) Longitud de onda.

logMAR: Escala logarítmica del Mínimo Ángulo de Resolución.

m: Metros.

μm : Micrómetro. 1 μm = 10^{-6} m.

Nit: unidad de luminancia (1 nit = 1cd/m²)

PSF: (*Point Spread Function*) Función de esparcimiento de un punto.

RP: (*Retinitis Pigmentosa*) Retinosis Pigmentaria.

RPad: Retinosis Pigmentaria autosómica dominante.

RPar: Retinosis Pigmentaria autosómica recesiva.

RPdg: Retinosis Pigmentaria digénica.

RPlx: Retinosis Pigmentaria ligada al cromosoma X.

SC: Sensibilidad al Contraste

Td: Troland. Unidad de iluminancia retiniana.

TLT: Transmitancia de la Luz Total de un filtro.

Ud. Log.: Unidades logarítmicas

II. RESUMEN

Título

Retinosis Pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales

Introducción

La Retinosis Pigmentaria (RP) es una distrofia retiniana rara bilateral sin tratamiento, de curso lento y progresivo, generalmente de inicio en la edad escolar, pudiendo causar ceguera en la quinta década de vida. Sin embargo, dentro de las distrofias de retina, la Retinosis Pigmentaria es la enfermedad genética más prevalente. Está causada por mutaciones en genes clave para la supervivencia y/o función de los fotorreceptores (principalmente bastones).

Funcionalmente, la enfermedad se inicia como pérdida de la visión en condiciones de baja iluminación (ceguera nocturna) y reducción concéntrica del campo visual en la periferia media de la retina. Posteriormente se presenta una progresiva pérdida de campo visual y finalmente una pérdida de agudeza visual que conduce a ceguera parcial o total.

Desde el punto de vista clínico, es necesario evaluar la función visual mediante test de agudeza visual (AV), campo visual (CV), refracción, visión del color, estereopsis y sensibilidad al contraste (SC) para analizar la evolución de la enfermedad mediante el seguimiento de sus síntomas principales: deslumbramiento, problemas de orientación y movilidad por la reducción del CV, reducción de la AV principalmente en condiciones de bajo contraste y alteración de los colores; siendo esta pérdida de la función visual más acentuada en condiciones de baja iluminación.

Dado que no existen tratamientos para manejar la RP, las investigaciones dirigidas a optimizar la visión son fundamentales para proporcionar soluciones que mejoren la calidad de vida de los pacientes mediante filtros ópticos de absorción selectiva.

Objetivo

Determinar el efecto sobre la función visual de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta en pacientes con RP en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.

Material y método

Estudio prospectivo, observacional, analítico y de corte transversal.

La muestra de pacientes estuvo formada por sujetos diagnosticados de RP reclutados de la Asociación Retina Madrid (España). Los criterios de inclusión fueron tener un diagnóstico de RP, presentar una AV mejor compensada (AVMC) menor de 1.25 logMAR y ser mayor de edad.

En un estudio piloto se determinó el tamaño muestral para distintas variables obteniendo que un número de 48 participantes era suficiente. Debido a la particularidad de la muestra se decidió añadir pacientes hasta un total de 60 voluntarios (ambos sexos) con edades comprendidas entre 24 y 75 años.

Los aspectos de la función visual que se investigaron fueron el estado refractivo, AV, SC, estereoagudeza, discriminación cromática y distorsión luminosa ocular. Las pruebas se realizaron en visión monocular y binocular, en condiciones fotópicas (100cd/m²) y mesópicas (1cd/m²) y a distancia lejana y cercana. Todas las pruebas se realizaron según las indicaciones de los fabricantes de los test, con y sin la interposición de filtros que absorben (total o parcialmente) la luz de longitud de onda corta entre 380 y 500 nm (CSR; Alta Eficacia Tecnología, España).

El material utilizado para la evaluación fue el habitual en la exploración optométrica clínica. El estado refractivo se midió con retinoscopio, gafas de prueba y lentes oftálmicas. Para la medida de la AV se emplearon los test de ETDRS para visión lejana y el test Radner para visión próxima. Para la valoración de la SC se utilizaron los test CSV-1000 para visión lejana y FACT-101 para visión próxima. La visión estereoscópica se determinó con el test *The Netherlands Organisation* (TNO). La visión cromática se exploró con la prueba de Farnsworth D-15 para la detección de discromatopsias en el eje rojo-verde y azul-amarillo. La distorsión luminosa ocular se evaluó con el test Halo v.1.0. La sintomatología ocular y las características de la calidad de vida se evaluaron con un cuestionario ad-hoc y con el cuestionario VFQ-25.

Para realizar el análisis estadístico se utilizó el programa Statgraphics Centurion XVI.I versión 16.1.11 (Statpoint Technologies Inc., Warrenton, Virginia, EE.UU.), considerándose un nivel de significación global de 0.05. El test t-Student monolateral se utilizó para muestras pareadas, el test ANOVA simple para la comparación de medias de tres o más grupos y técnicas estadísticas de regresión lineal para estudiar la relación entre variables.

Resultados

La muestra final consistió en 109 ojos (55 ojos derechos y 54 ojos izquierdos) de 57 personas con RP (31 mujeres y 26 hombres), con una edad media de 49.0 ± 11.7 años (rango: 24 – 72 años). El campo visual medio fue de $11.49 \pm 5.21^\circ$ (rango: $4^\circ - 25^\circ$). En cuanto al estado del

cristalino, 63 ojos tenían cristalinos sanos, 15 ojos tenían cataratas y 31 ojos eran pseudofáquicos con implante de lente intraocular (LIO) monofocal.

Se realizó una refracción optométrica, y tras la nueva compensación óptica un 63 % de los pacientes mejoró la AV, en al menos un ojo, en un valor ≥ 0.1 logMAR. En cuanto a la prevalencia de los diferentes errores refractivos, se observó que en la muestra analizada únicamente el 8.8% de los pacientes eran emétopes. El error refractivo más frecuente fue el astigmatismo con un 86.8%. En la caracterización de la visión del color un sujeto presentó una anomalía congénita (protanopía), mientras que en el 56% se detectó una alteración adquirida de la visión cromática. La deficiencia cromática principal encontrada fue del tipo tritán.

Los síntomas más frecuentes observados en los pacientes con RP fueron la disminución del campo visual (98%), la ceguera nocturna (96%) y el deslumbramiento (91%). La edad media de la aparición del primer síntoma percibido fue entorno a los 20 ± 13 años, seguido de los problemas de adaptación a la oscuridad que aparecía entorno a los 26 ± 16 años, para desarrollarse el resto de los síntomas alrededor de los 30 años. El cuestionario de calidad de vida (VFQ-25) mostró una puntuación global de 53.93 ± 15.84 sobre 100, observándose puntuaciones medias por debajo de 50 en las sub-escalas relativas a la visión periférica y salud mental.

En bajas condiciones de iluminación los pacientes afectados por RP presentaron un empeoramiento de la agudeza visual binocular tanto en visión lejana como cercana, así como pérdida de sensibilidad al contraste binocular de lejos para la frecuencia espacial de 6 cpv y en cerca para todas las frecuencias espaciales evaluadas.

Los filtros de absorción de longitudes de onda corta produjeron una mejora de la AV binocular lejana de contraste 100% y 10% y de la AV en visión próxima tanto en condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas (aunque los valores alcanzados se encontraron dentro de los rangos de error de las pruebas). La SC mejoró en todas las frecuencias espaciales y en ambos niveles de iluminación. La estereoagudeza no se vio afectada por la interposición de filtros.

El resultado de la distorsión luminosa ocular mostró una reducción media del 26% con la interposición del filtro de absorción total de longitudes de onda corta, siendo observada una mejoría en el 88% de los ojos de los pacientes.

Conclusiones

Más de la mitad de los pacientes de RP tenían una incorrecta compensación óptica y al ser mejorada aumentó su AV un valor ≥ 0.1 logMAR. El error refractivo más frecuente encontrado

en este colectivo fue el astigmatismo (86.8%). La metodología para la evaluación optométrica en personas con discapacidad visual debe ser adaptada para sus condiciones y se propone a los profesionales a utilizar los test de discriminación del color como prueba útil de la detección precoz de disfunciones visuales. La influencia de la iluminación ambiente es determinante en los valores de AV y SC en visión cercana y lejana. Además, los filtros ópticos de absorción selectiva de longitudes de onda corta optimizan prácticamente todos los aspectos de la función visual evaluados.

III. ABSTRACT

Title

Retinitis Pigmentosa: Visual function optimization using special optical lenses

Introduction

Retinitis Pigmentosa (RP) is a rare bilateral retinal dystrophy without known treatment with slow and gradual progression. Usually, it starts in the early school years and it is possible to lead to blindness around the 50s. However, Retinitis Pigmentosa is the most prevalent genetic disease. It is produced by key genes mutations involved in the survivor and/or function of the photoreceptors (mainly rods).

Functionally, the disease starts with a vision loss in low illumination conditions (night blindness) and concentric reduction of the visual field in the medium peripheral area of the retina. Afterwards, it appears a progressive loss of the visual field and finally a visual acuity loss that leads to a partial or total blindness.

From a clinical perspective, it is needed to evaluate the visual function by visual acuity (VA) tests, visual field (VF), refraction, color vision tests, stereoacuity and contrast sensitivity (CS). It helps to analyze the disease progression and follow the main symptoms: glare, orientation and mobility problems caused by the VF reduction, VA reduction mainly in low contrast conditions and color vision changes; problems more noticeable in low illumination conditions.

Due to the lack of treatments to manage the Retinitis Pigmentosa, researches focused on optimize the vision by using selective absorption optical filters are essential to provide solutions that improve quality of life of the patients.

Purpose

To determine the effect of different optical filters that absorbs short wavelength on the visual function of patients suffering from Retinitis Pigmentosa in photopic and mesopic illumination conditions.

Material and methods

Prospective, observational, analytic and transversal study.

Sample was composed by subjects suffering from RP recruited from Asociación Retina Madrid (Spain). Inclusion criteria were having a diagnosis of RP, best corrected visual acuity lower than 1.25 logMAR and be on legal age.

Sample size was determined in a pilot study using different variables. Results showed a sample size of 48 users. However, due to the characteristics of the users, the sample was increased up to 60 volunteers aged from 24 to 75 (both genders).

Visual parameters analyzed were prescription, VA, CS, stereoacuity, color discrimination and ocular light distortion. Evaluation was done in monocular and binocular situation, in photopic (100cd/m²) and mesopic (1cd/m²) illumination conditions and in far and near distances. Measurements were done following the instructions recommended by the tests providers, with and without the interposition of filters which absorb (totally or partially) short-wavelength light between 380 and 500 nm (CSR; Alta Eficacia Tecnología, Spain).

Regular material for clinical optometric exploration was used for visual evaluation. Prescription was measured using retinoscopy, trial lenses and ophthalmic lenses. VA was measured through ETDRS test for distance vision and Radner test for near vision. CS was evaluated by CVS-1000 test for distance vision and FACT-101 test for near vision. Stereoacuity was determined using *The Netherlands Organisation test* (TNO). Color vision in the axis red-green and blue-yellow was analyzed using the Farnsworth D-15. Light ocular distortion was evaluated with the software Halo v.1.0. And finally, patient symptoms and quality of life was assessed using the VFQ-25 and ad-hoc questionnaires.

Statistical analysis was carried out using the software Statgraphics Centurion XVI.I version 16.1.11 (Statpoint Technologies Inc., Warrenton, Virginia, and EE.UU). A significance level of 0.05 was considered. Paired one sided t-student test, simple ANOVA for mean comparison of 3 or more groups and lineal regression were used.

Results

Final sample was composed of 109 eyes (55 right eyes and 54 left eyes) from 57 patients suffering RP (31 women and 26 men). Mean age was 49.0 ± 11.7 and mean visual field was $11.49 \pm 5.21^\circ$ (minimum = 4° and maximum = 25°). Regarding the crystalline lens status, sample was comprised by 63 healthy crystalline lens, 15 cataracts and 31 pseudophakic eye implanted with single vision intraocular lens (IOL).

After a new optometric refraction, 63% of the patients improved their VA over 0.1 logMAR in at least one eye. About the prevalence of the different refractive errors, it was observed that only 8.8% of the patients were emmetropic. The most prevalent refractive error was astigmatism, observed in 86.8% of the sample. About color vision, one of the subjects presented a congenital anomaly (protanopia) and 56% of the user had an acquired alteration; the most prevalent chromatic alteration was the tritan type.

Most frequent symptoms observed in the RP patients were reduction of visual field (98%), night blindness (96%) and glare (91%). First symptom onset was perceived at mean age of 20 ± 13 , following darkness adaptation problems perceived at 26 ± 16 . The onset of the rest of symptoms appeared around 30 years. Quality of life questionnaire (VFQ-25) showed an average rate of 53.93 ± 15.84 under 100. Rates lower 50 was observed in peripheral vision and mental health sub-scales.

In low illumination conditions, patients suffering from RP presented a deterioration of binocular VA in far and near vision, loss of binocular CS in far vision for spatial frequency of 6cpg and in near vision for all spatial frequencies tested.

Short wavelength absorption optical filters improved binocular VA for contrast 100% and 10% at near vision in photopic and mesopic illumination conditions (although obtained values were within error ranges of the tests). CS improved in all spatial frequencies and both illumination levels. Stereoacuity was not affected by the filter interposition.

Light ocular distortion results showed a mean reduction of 26% when a total absorption short wavelength filter was interposed. An improvement was observed in 88% of the patient's eyes.

Conclusions

More than half of RP patients had an incorrect prescription. After the new optical compensation, VA was improved over 0.1 logMAR. Astigmatism (86.8%) was the most prevalent refractive error found in the sample. Methodology used in the optometric evaluation of visual impairment people should be adapted according to their individual conditions. It is proposed to evaluate color vision as useful test to early detection of visual dysfunctions. Ambient lighting influence is decisive in the VA and CS values in far and near vision. In addition, absorption short wavelength optical filters optimize most of the different visual parameters tested.

IV. PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Bonnin-Arias, C., Aguirre-Vilacoro, V. Castro, J.J., Sánchez-Ramos, C. *Visual Discrimination Increase by Yellow Filters in Retinitis Pigmentosa*. Optometry and Vision Science, 2016. 93(12): p. 1537 – 1544 (Ranking: 37/56 in Ophthalmology, Impact Factor: 1.442)
- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Barrilero-Abengozar, P.A., Bonnin-Arias, C., Sánchez-Ramos, C. *Efectos de los filtros de absorción selectiva CSR en pacientes con Retinosis Pigmentaria: Estudio preliminar con halometría*. XXIII Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Madrid, 4-6 Abril 2014
- Sánchez-Ramos, C., Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Bonnin-Arias, C., Pérez-Carrasco, M.J., *Variations of intraocular scattering in retinitis pigmentosa by interposing short wavelengths filters*. ARVO 2014 Annual Meeting. Orlando (Florida), 4-8 Mayo 2014
- Cedrún-Sánchez, J.E., *Efecto de los filtros CSR en la dispersión luminosa intraocular en pacientes de Baja Visión*. XIV Encuentro Nacional de Familiares y Afectados de Aniridia. Madrid, 10 Mayo 2014
- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Barrilero-Abengozar, P.A., Bonnin-Arias, C., Sánchez-Ramos, C. *Cuantificación de la difusión luminosa intraocular y el efecto de los filtros en Baja Visión*. III Jornadas AEOPTOMETRISTAS. Asociación Española de Optometristas Unidos. Madrid, 21-22 Febrero 2015
- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Barrilero-Abengozar, P.A., Bonnin-Arias, C., Sánchez-Ramos, C. *Calidad de vida en pacientes con retinosis pigmentaria y su relación con la función visual*. XXVIII Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Madrid, 8-10 Abril 2016
- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Barrilero-Abengozar, P.A., Bonnin-Arias, C., Sánchez-Ramos, C. *Análisis cuantitativo de los defectos de la visión del color en pacientes con retinitis pigmentosa*. XXVIII Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Madrid, 8-10 Abril 2016
- Cedrún-Sánchez, J.E. *Relación entre la función visual y la calidad de vida en la retinosis pigmentaria*. Primeras Jornadas PhDay-FOO Complutense. Madrid, 27 Noviembre 2017
- Cedrún-Sánchez, J.E., Chamorro, E., Orduna-Magán, R., Orduna-Magán, C., Sánchez-Ramos, C. *Relación entre la estructura macular mediante OCT y la función visual en pacientes con retinosis pigmentaria*. XXV Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Madrid, 13-15 Abril 2018

V. LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Proceso perceptivo que se inicia enfocando la luz en los fotorreceptores, su transformación en señal eléctrica y su posterior procesamiento neuronal. Elaboración propia.	3
Figura 2. Espectro electromagnético con incidencia en la porción de luz visible. Tomado de Horst Frank, 2005. En la parte inferior de la imagen se acota la longitud de onda como la distancia entre dos picos consecutivos de la onda electromagnética.	4
Figura 3. Formación del espectro de la luz blanca a través de un prisma. A la derecha se establece una aproximación del nombre dado a las sensaciones experimentadas, en los humanos, a las diferentes longitudes de onda del espectro visible.	5
Figura 4. Representación gráfica de la anatomía de las capas del ojo. Tomado de Freddo, 2017.[4]	6
Figura 5. Sistema de enfoque de la imagen por el cristalino en visión de lejos (izquierda) y en visión próxima (derecha). Tomado de Erin Silversmith, 2007.	7
Figura 6. Principales células de la retina y sus conexiones. Las células representadas son las ganglionares (G), bipolares (B), horizontales (H), amacrinas (A) y los fotorreceptores (R). Adaptado de The Eye.[6].....	8
Figura 7. Mácula humana dividida en sus diferentes zonas. Tomado de Freddo, 2017.[4]	9
Figura 8. Representación esquemática de los dos tipos de fotorreceptores: los bastones (a) y los conos (b). Tomado de Lentz, 2001.[7]	10
Figura 9. Curvas de absorción espectral de los pigmentos de los fotorreceptores. Tomada de Bowmaker, 1980.....	11
Figura 10. Densidad de los fotorreceptores en la retina humana. A la izquierda se indica el centro de la fóvea y las posiciones relativas en grados para toda la retina respecto a la fóvea. Estas posiciones se despliegan en el eje de abscisas y en el eje de ordenadas se indican el número de fotorreceptores por milímetro cuadrado. Tomada de Lindsay & Norman, 1977.[10]	12
Figura 11. Epitelio pigmentario de la retina. Tomado de Krstic, 2001.[7]	13
Figura 12. Curvas de sensibilidad espectral para la visión mediante bastones y conos según la norma CIE para el observador patrón. Tomado de Schubert, 2006.	15
Figura 13. Flores para demostrar el efecto Purkinje. Véase la explicación en el texto. Tomado de Goldstein, 2010.	16
Figura 14. Curvas de adaptación a la oscuridad. La línea roja muestra la curva de adaptación a la oscuridad en dos etapas con una parte debida a los conos al principio y otra, debida a los bastones al final. La línea verde es la curva de adaptación de los conos. La curva morada es la curva de adaptación de los bastones. El descenso de la curva representa un aumento de la sensibilidad. Tomado de Goldstein, 2010.[10].....	17
Figura 15. La función de esparcimiento de un punto (PSF) para un ojo normal medio, normalizada por el CIE 1999 (Commission Internationale d'Eclairage). Tomada de Michael, 2009.[27]	18
Figura 16. Dispersión de una fuente de luz puntual en los medios oculares (a), dando como resultado la PSF de un ojo, en la que se muestra un círculo de difusión alrededor del punto central (b). Tomado de Artal, 2014.[33].....	19

Figura 17. Estructuras oculares implicadas en la dispersión de la luz sobre la retina. Tomado de van den Berg.....	20
Figura 18. Dispersión de Rayleigh de partículas pequeñas para la luz visible, donde se aprecia que la λ azul se dispersa cuatro veces más que la λ roja. Tomado de Mirez, 2013.....	22
Figura 19. Promedios por grupos de la dispersión intraocular para un ángulo de 10° en 32 pacientes. Abreviaturas: >40, sujetos con edades mayores de 40 años; bl, ojos azules caucásicos; gr&lbr, ojos verdes y marrones claros caucásicos; br, ojos marrones caucásicos; pbr, ojos marrón oscuro negroides. La línea discontinua corresponde a la dispersión de Rayleigh de partículas pequeñas (λ^{-4}). Tomado de Coppens, 2006.[46]	23
Figura 20. Esquema de la aberración cromática con sus dos componentes longitudinal (ACL) y lateral (ACT). Tomado de www.imatest.com.....	24
Figura 21. Figura magnificada de la aberración cromática longitudinal. Elaboración propia..	24
Figura 22. Ilustración del perfil de luminancia relativa y el efecto de la ACL a través de las distintas longitudes de onda. Mientras que el enfoque óptimo está entre 540-560nm, el desenfoque relativo es más pronunciado en el extremo azul del espectro, demostrando la no linealidad de las distintas longitudes de onda del espectro luminoso. Tomado de Thibos, 1991.[49]	25
Figura 23. Deslumbramiento debido al destello del flash de una cámara fotográfica. Este deslumbramiento podría tener un efecto molesto, y un efecto discapacitante debido a que la distorsión de la luz impediría ver lo que hay alrededor de dicha fuente de luz. Tomado de Arcimboldo, 2008.....	26
Figura 24. Halos alrededor de las fuentes de luz, de menos a más severos. Tomado de Davis, de www.visionsurgeryrehab.org.....	27
Figura 25. Distorsión de las luces que impide la discriminación visual de los objetos circundantes. Tomado de Lutkevich, 2012.[75].....	28
Figura 26. Mínimo ángulo de resolución (MAR) subtendido por la anchura de un trazo de la letra E de Snellen. Elaboración propia.	29
Figura 27. Test de agudeza visual de Snellen. Tomado de Jeff Dahl.....	29
Figura 28. Test ETDRS según la escala logMAR de Bailey-Lovie. Elaboración propia.	31
Figura 29. Variación de la AV en función de la luminancia. En el eje de ordenadas se representa la AV en escala decimal, y en el eje de abscisas se representa la Luminancia en nits, donde 1 nit = 1cd/m ² . Tomado de König-Hecht, 1972.	33
Figura 30. Modelo de red sinusoidal. Tomado de Pérez Carrasco, 2007.....	35
Figura 31. Grosor de la rejilla, que se describe por su frecuencia espacial en ciclos/grado (cpg). Tomado de Martín, 2010.	36
Figura 32. Representación típica de la FSC fotópica. En el eje de abscisas aumenta la frecuencia espacial (cpg) hacia la derecha, con lo que se puede deducir la AV en la intersección de la gráfica con el punto para el máximo contraste. En el eje de ordenadas disminuye el contraste de forma ascendente (expuesto el log de la SC). Tomado Coco, 2015.[77]	37
Figura 33. FSC espacial medida a diferentes niveles de luminancia media retiniana. En pasos logarítmicos desde un nivel bajo de 0.0009 Troland (Td) hasta un nivel alto de 900 Td. Tomado de Díez-Ajenjo, 2010.	38
Figura 34. Test de Pelli-Robson (a la izquierda) y hoja de resultados (a la derecha). Tomado del fabricante. ...	39
Figura 35. Efecto del contraste en la agudeza visual. Tomado de Pérez Carrasco, 2007.	41

Figura 36. Relación de la AV de alto y bajo contraste con la función de sensibilidad al contraste (FSC). Tomado de www.ssc.education.ed.ac.uk	42
Figura 37. Resultado de las medidas de la AV con distintos contrastes realizado en el seguimiento de una paciente de 78 años con DMAE. Los contrastes utilizados para medir la AV fueron 100%, 10%, 2,5% y 1,25%. La paciente fue evaluada en los años 2007, 2009 y 2011. Tomado de Maza., 2013.[136]	43
Figura 38. Niveles de binocularidad de menor a mayor. Basado en Martín, 2010.[143]	43
Figura 39. Estereopsis producida por la disparidad retiniana. Dentro del área de Panum, cada ojo obtiene una imagen ligeramente diferente del cubo. El córtex visual completa la información generando una imagen estereoscópica. Tomado de Martín, 2010	44
Figura 40. Clasificación de los grupos de test estereogramas. Basado en Aguirre Vila-Coro, 2013.[151] ..	45
Figura 41. Variación de la estereoagudeza con la luminancia. En ordenadas se representa la estereoagudeza en segundos de arco y en abscisas la luminancia en mililamberts. Tomado de Aguirre Vila-Coro, 2013	45
Figura 42. Estereoagudeza para el sujeto JZ disminuyendo la luminosidad a través de distintos filtros de densidad neutra de forma binocular (rojo) y sólo en el ojo izquierdo (azul). Tomado de Reynaud, 2013.[155]	46
Figura 43. Descripción del halo, de la llama de una vela, producido por la dispersión dentro del ojo. Ilustración de Descartes, 1637.[156]	47
Figura 44. Halómetro descrito por Elliot en 1924	47
Figura 45. Imagen del total de puntos luminosos presentados, alrededor de una fuente de luz, en el test Halo 1.0 (izquierda), y una simulación de los puntos discriminados que no han sido tapados por el halo (derecha). Elaboración propia.....	48
Figura 46. Retinosis pigmentaria avanzada en ojo derecho de una mujer de 41 años perteneciente a la muestra analizada en nuestro estudio. Elaboración propia.	49
Figura 47. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria autosómica dominante (RPad). Tomado de Ferrari, 2011.[172]	51
Figura 48. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria autosómica recesiva (RPar). Tomado de Ferrari, 2011.[172]	51
Figura 49. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria ligada al cromosoma X. Tomado de Ferrari, 2011.[172]	52
Figura 50. Principales propiedades que sirven para describir las características ópticas de un filtro. Tomado de Capón, 2014.	55
Figura 51. Clasificación de los lentes comerciales según su absorción. Tomado de Artigas, 2011.	55
Figura 52. Reflejos en la parte externa e interna de una lente oftálmica. Tomado de Guisasola, 2001.	56
Figura 53. Curvas de transmisión de las lentes oftálmicas (orgánicos CR39), sin filtro izquierda y con filtro CSR 2b derecha, medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350. Elaboración propia.	56
Figura 54. Transmitancia de dos filtros Zeiss de color azul usados para el monocromatismo de conos azules. Tomado de: www.zeiss.es/vision-care	59

Figura 55. Diferentes curvas de transmitancia espectral de lentes oftámicas de Sol. Lente sin filtro (claro), gris y verde (izquierda). Verde amarillento, naranja y marrón rojizo (derecha). Tomado de Dain, 2009.	61
Figura 56. Curvas de transmisión de lentes oftámicas orgánicas fotocromaticas gris y marrón, en estado claro y estado oscuro. Tomado de Transitions® Optical.	62
Figura 57. Diferentes curvas de transmisión de un filtro gris con distintas densidades ópticas. Tomado de www.zeiss.es/vision-care	63
Figura 58. Curvas de transmisión de los filtros polarizados Pol 1 y Pol 3. Tomado de www.multilens.se	63
Figura 59. Ángulo de Brewster. En la imagen se representa el trazado de rayos. Tomado de Arieli, 2005.	64
Figura 60. Filtro de banda Baader O III, utilizado en astronomía para fotografías del firmamento profundo como nebulosas. Tomado de www.astro-physics.com	65
Figura 61. Curvas de transmitancia de los filtros ML filter. El número del filtro indica la frecuencia de corte, absorbiendo las longitudes de onda que están por debajo y transmitiendo las que están por encima de dicho valor. Tomado de www.multilens.se	66
Figura 62. Curvas de transmitancia de un filtro de corte selectivo 511, dos filtros con distintas polarizaciones y otros dos que combinan el filtro y la polarización. Tomado de www.multilens.se	66
Figura 63. Curvas de transmitancia de los filtros de corte selectivo ML 450 (arriba izquierda), ML 527 (arriba derecha) y su combinación (abajo), medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350. Elaboración propia.	67
Figura 64. Características de la sala de exploración de las pruebas realizadas en esta Tesis Doctoral (expresada en m).....	87
Figura 65. Luxómetro Mavolux 5032B USB Gossen, con el adaptador para medir luminancias en cd/m^2 . Tomado de www.gossen-photo.de	88
Figura 66. Test de agudeza visual ETDRS de escala logarítmica. Letras con un contraste del 100 % a la izquierda, y con un contraste del 10 % a la derecha. Elaboración propia.	89
Figura 67. Test de agudeza visual ETDRS en cabina retroiluminada. Elaboración propia.	90
Figura 68. Test Radner-Vissum para el cálculo de la AV de cerca. Elaboración propia.	91
Figura 69. Test para prueba de SC CSV 1000 (VectorVision, Greenville, Ohio, EE.UU.). Iluminada la primera franja espacial a analizar de 3 cpg (izquierda). Hoja de anotaciones de la prueba, en la que se ha trazado el área de SC de un sujeto normal (derecha). Tomado de www.vectorvision.com	92
Figura 70. Curvas de normalidad de la sensibilidad al contraste con el CSV-1000 para sujetos sanos con un rango de edad de 21 a 55 años (línea continua) y sujetos mayores con un rango de edad de 50 a 75 años (línea discontinua). Tomado de www.vectorvision.com	93
Figura 71. Test de sensibilidad al contraste para visión próxima FACT 101. Tomado de Vision Sciences Research Corporation.....	95
Figura 72. Curvas de normalidad de la sensibilidad al contraste en cerca con el FACT-101 para sujetos sanos en condiciones fotópicas (línea continua) y en condiciones mesópicas (línea discontinua). Curvas realizadas con los valores extraídos de la tabla 13. Datos tomados del estudio de Aguirre Vila-Coro, 2013.[151]	96

Figura 73. Soporte VCTS 6000 proporcionado por el fabricante para mantener la distancia del test FACT 101 (izquierda), y hoja de anotaciones (derecha). Tomado de Vision Sciences Research Corporation	97
Figura 74. Test de TNO. Se muestran distintas láminas que tienen que ser vistas con unas gafas con lentes rojo-verde. Tomado de Martín, 2010.[143]	98
Figura 75. Resultados de las láminas V-VII del test de TNO. Tomado del manual del fabricante.	99
Figura 76. Clasificación de discromatopsias: tricrómatas anómalos y dicrómatas en los tres ejes típicos de deficiencia cromática.	100
Figura 77. Test Farnsworth D-15 en la parte superior y la hoja de anotación en la parte inferior. Tomado del manual del fabricante	100
Figura 78. Resultado del test Farnsworth D-15 del ojo izquierdo de la paciente con RP número 25 de nuestro estudio. Elaboración propia.....	102
Figura 79. Esquema gráfico de los parámetros espaciales utilizados en el test Halo. Tomado del manual Halo v.1.0.....	103
Figura 80. Ejemplo representativo de la distorsión luminosa ocular del ojo izquierdo del paciente con RP número 27 de nuestro estudio, sin filtro (izquierda), con filtro CSR 1 (centro) y con filtro CSR 2a (derecha). Elaboración propia.	105
Figura 81. Curvas de transmitancia de los filtros utilizados en este estudio en condiciones fotópicas. Figura 81a lente control sin filtro. Figura 81b lente con filtro CSR2a. Figura 81c lente con filtro CSR 2b. Todos los lentes llevaban tratamiento antirreflejante adicional. Elaboración propia.	108
Figura 82. Curva de transmitancia de los filtros utilizados en este estudio en condiciones mesópicas. Figura 82a lente control sin filtro. Figura 82b lente con filtro CSR1. Figura 82c lente con filtro CSR 2a. Todos los lentes llevaban tratamiento antirreflejante adicional. Elaboración propia.	109
Figura 83. AV monocular de contraste 100% con la compensación previa del paciente y tras la nueva compensación. Se muestran los valores medios y sus desviaciones, así como la significación estadística.....	114
Figura 84. Representación gráfica en diagrama de sectores de la distribución de los errores refractivos de la muestra de pacientes con RP.....	115
Figura 85. Error refractivo esférico y astigmático (D) de los ojos analizados en función del estado del cristalino (sano, pseudofáquico o cataratoso).	116
Figura 86. Relación entre la AV y el CV en los pacientes con RP del estudio.....	117
Figura 87. Clasificación del tipo de deficiencia en la visión cromática de los sujetos con RP del estudio. Sobre estas líneas el número de ojos según el defecto, y a la derecha el diagrama en porcentajes.....	117
Figura 88. Diagrama de barras que representa el porcentaje de pacientes con RP que reporta sufrir cada uno de los síntomas asociados a la RP.	119
Figura 89. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste del 100 % y del 10 % en visión lejana. Se indica el porcentaje de pérdida debido a la variación de las condiciones de iluminación.	122
Figura 90. Influencia de la iluminación en los valores de la agudeza visual binocular en visión cercana. Se indica el porcentaje de pérdida debida a la variación de las condiciones de iluminación.	122

Figura 91. Influencia de la iluminación en la función de la sensibilidad al contraste en visión de lejos.	123
Figura 92. Influencia de la iluminación en la función de sensibilidad al contraste binocular en visión cercana.....	124
Figura 93. Influencia de la iluminación en el valor medio de la estereoagudeza de cerca....	125
Figura 94. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de lejos de contraste 100%.	126
Figura 95. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de lejos de contraste 10%.	127
Figura 96. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de cerca de contraste 100%.	128
Figura 97. Función de sensibilidad al contraste binocular fotópica en lejos sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	129
Figura 98. Función de sensibilidad al contraste binocular fotópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	130
Figura 99. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de lejos de contraste 100%.	132
Figura 100. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de lejos de contraste 10%.	133
Figura 101. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de cerca de contraste 100%.	134
Figura 102. Función de sensibilidad al contraste binocular mesópica en lejos sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	135
Figura 103. Función de sensibilidad al contraste binocular mesópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A). Se observan diferencias estadísticamente significativas al interponer el filtro CSR 2A para las frecuencias espaciales 3, 6 y 18 cpg.	136
Figura 104. Diagrama de barras del efecto de los filtros en el índice de alteración visual (VDI).	137
Figura 105. Valores del índice de alteración visual (VDI) en condiciones de baja iluminación para cada paciente con el filtro CSR 1A en relación con la lente control (sin filtro) clasificados en función del estado del cristalino.	138
Figura 106. Valores del índice de alteración visual (VDI) en condiciones de baja iluminación para cada paciente con el CSR 2A en relación con la lente control (Sin filtro), clasificados en función del estado del cristalino.	138
Figura 107. Comparación de la calidad de vida percibida mediante el cuestionario VFQ-25 en diferentes estudios. El histograma muestra los valores según los estudios de Burstedt, 2010 en RP (azul), Gyawali, 2012 en degeneración macular y sujetos normales (celeste y gris respectivamente), y el estudio de Cedrún en RP (azul oscuro).	144
Figura 108. Comparación de las sub-escalas del cuestionario de calidad de vida percibida VFQ-25 en diferentes grupos. Las líneas de colores muestran los valores según los estudios de Burstedt, 2010 en RP (azul), Gyawali, 2012 en degeneración macular y sujetos normales (celeste y gris respectivamente), y Cedrún en RP (azul oscuro).	145
Figura 109. Diferencia entre los valores medios de la AV de contraste 100% vs AV de contraste 10%, realizada bajo condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación. Las barras de colores	

muestran los valores según los estudios de Puell, 2012 (gris oscuro y celeste claro), Oomachi, 2011 (gris claro, celeste oscuro y azul claro), y Cedrún (azul oscuro). Las diferencias se representan en unidades logMAR..... 152

VI. LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	Comparación de las distintas características de los fotorreceptores. Tomado de Chamorro, 2012.[8].....	11
Tabla 2.	Datos cuantitativos relativos a la retina. Tomado de Chamorro, 2012.[8].....	12
Tabla 3.	Equivalencia de los valores de la AV de lejos.[79]	32
Tabla 4.	Factores que afectan a la medida de la agudeza visual.[77].....	33
Tabla 5.	Conversión de valores de sensibilidad al contraste y umbral de contraste para todos los datos del test de Pelli-Robson.	40
Tabla 6.	Porcentajes estimados de los tipos de RP. En la forma sindrómica sólo aparecen las dos más comunes. Tomado de Ferrari, 2011.[172]	50
Tabla 7.	Categorización de filtros según transmisión y densidad óptica. Tomado de la norma UNE-EN 1836:2006.....	58
Tabla 8.	Tipos de filtros. Clasificación según su utilidad.....	59
Tabla 9.	Proceso de fabricación de los lentes fotocromáticos.	62
Tabla 10.	Tamaño muestral requerido para AV de alto y bajo contraste en condiciones fotópicas de iluminación según los datos obtenidos en el estudio piloto.	84
Tabla 11.	Tamaño muestral requerido para AV de alto y bajo contraste en condiciones mesópicas de iluminación según los datos obtenidos en el estudio piloto.....	84
Tabla 12.	Valores de cada uno de los ocho niveles de contraste, para cada una de las cuatro filas de frecuencia espacial del CSV-1000. Tomado de www.vectorvision.com.....	92
Tabla 13.	Valores de normalidad para cada frecuencia espacial del CSV-1000, en condiciones fotópicas de iluminación para cuatro grupos de edad. Tomado de www.vertorvision.com.	93
Tabla 14.	Valores de cada uno de los 9 niveles de contraste, para cada una de las 5 filas de frecuencia espacial del test FACT 101 Near Point Test.Tomado de Vision Sciences Research Corporation.	95
Tabla 15.	Valores de normalidad de sensibilidad al contraste para el FACT 101, en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación (media \pm desviación estándar). Datos tomado del estudio de Aguirre Vila-Coro, 2013.[151]	96
Tabla 16.	Cuestionario de sintomatología utilizado en nuestro estudio.....	106
Tabla 17.	Sub-escalas del cuestionario VFQ-25 en las que aparecen los ítems asociados a cada una de ellas para poder ser promediados. Tomado de Mangione, 2000.[219].....	106
Tabla 18.	Clasificación para el diagnóstico funcional de la enfermedad (CIE-10).	113
Tabla 19.	AV monocular de contraste 100% con la compensación previa del paciente y tras la nueva compensación.....	114
Tabla 20.	Distribución de errores refractivos en los pacientes con RP del estudio.....	115
Tabla 21.	Sintomatología más frecuentemente observada en los pacientes con RP. Porcentaje de sujetos que presentan el síntoma y edad media de aparición (media \pm desviación estándar).	119
Tabla 22.	Puntuación del valor global y de las sub-escalas del cuestionario VFQ-25 en los pacientes con retinosis pigmentaria.	120
Tabla 23.	Diferencias en la puntuación del valor global del cuestionario VFQ-25 en función del grado del diagnóstico funcional de RP.....	120
Tabla 24.	Diferencias en la puntuación del valor global del cuestionario VFQ-25 en función del tiempo de evolución de la patología.....	120

Tabla 25. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste 100 % en visión lejana.	121
Tabla 26. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste 10 % en visión lejana.	121
Tabla 27. Influencia de la iluminación en los valores de la agudeza visual binocular en visión de cerca, en escala decimal y logMAR respectivamente.	122
Tabla 28. Influencia de la iluminación en los valores de la sensibilidad al contraste binocular en visión de lejos, para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg.	123
Tabla 29. Influencia de la iluminación en los valores de la sensibilidad al contraste binocular en visión de cerca, para las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg.	124
Tabla 30. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	126
Tabla 31. Agudeza visual binocular contraste 10% en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	127
Tabla 32. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión de cerca en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	127
Tabla 33. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	128
Tabla 34. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión de cerca en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	129
Tabla 35. Estereopsis percibida en condiciones de iluminación fotópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).	130
Tabla 36. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	131
Tabla 37. Agudeza visual binocular contraste 10% en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	132
Tabla 38. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión de cerca en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	133
Tabla 39. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	134
Tabla 40. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión de cerca en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	135
Tabla 41. Estereopsis percibida en condiciones de iluminación mesópica sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).	136

Tabla 42. Índice de alteración visual (VDI) en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).....	137
Tabla 43. Índice de alteración visual (VDI) según el estado del cristalino bajo condiciones de baja iluminación.	139
Tabla 44. Diferencias de la situación sin filtro versus los diferentes filtros utilizados para las mediciones de la media de la AV fotópica y mesópica con los test ETDRS de lejos 100% y 10% de contraste, y con el test Radner de 100% de contraste de cerca.....	154
Tabla 45. Número de sujetos con RP en los que los diferentes filtros producen efecto sobre la AV100% de lejos, AV10% de lejos, AV100% de cerca en las condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación del estudio.	157
Tabla 46. Asignaciones aleatorias de la secuencia concreta, del orden del filtro, seguida en cada uno de los participantes en el estudio.....	194

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La función visual depende de una combinación de factores ópticos y neuronales, siendo la córnea y el cristalino las principales estructuras involucradas en los factores ópticos, y, la retina y el procesamiento en los centros superiores los factores neuronales. Por lo tanto, la percepción del entorno no sólo depende de las propiedades de los objetos, sino también de las propiedades del sistema visual (fig.1).

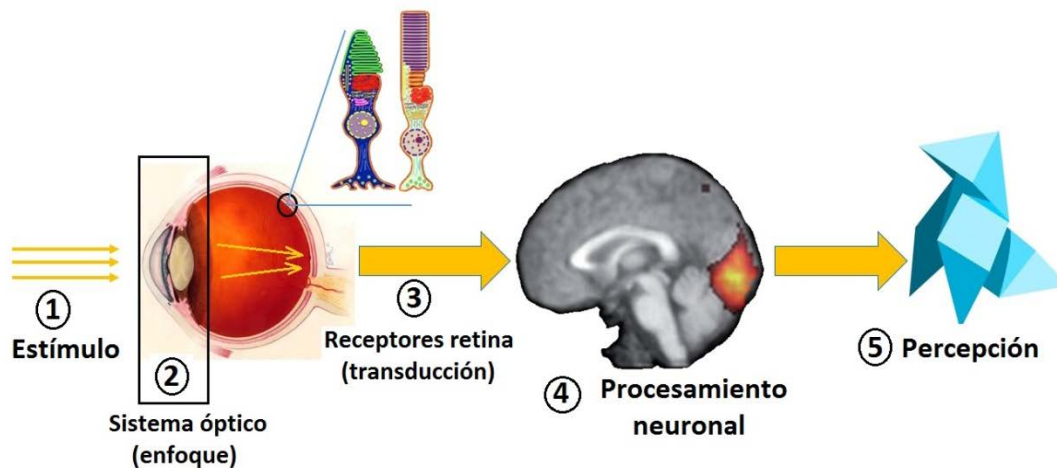


Figura 1. Proceso perceptivo que se inicia enfocando la luz en los fotorreceptores, su transformación en señal eléctrica y su posterior procesamiento neuronal. Elaboración propia.

El proceso perceptivo consta de una cadena de procesos que se inicia cuando al incidir un estímulo luminoso (fig.1, parte 1), el sistema óptico enfoca la imagen en la retina por medio de dos lentes: La córnea, de potencia fija y de mayor poder de refracción, y el cristalino capaz de variar su poder de refracción para enfocar los objetos que están a las distintas distancias (fig.1, parte 2). Una vez enfocada la imagen sobre los receptores de la retina, se inicia la transducción (fig.1, parte 3), es decir, la transformación de la energía luminosa en energía eléctrica por medio de los fotorreceptores estimulados. A continuación, las señales eléctricas se transmiten entre una serie de neuronas interconectadas en el cerebro donde son procesadas. Posteriormente, se activa el área receptora visual primaria, o cortex estriado, del lóbulo occipital (fig.1, parte 4) produciéndose una experiencia sensorial consciente que es denominada percepción visual cuando la sensación se compara con los datos registrados en la memoria (fig.1, parte 5). Este proceso no termina aquí, necesitando que estos estímulos visuales activen otras áreas de procesamiento superior, llamadas globalmente con el nombre de cortex extaestriado, que incluyen áreas en los lóbulos temporal, parietal y frontal, produciéndose el reconocimiento y la acción.

Para que todo este proceso perceptivo tenga sentido es necesaria la existencia de un estímulo: la luz visible o radiaciones electromagnéticas que el ojo humano es capaz de percibir. Aunque no hay límites exactos, el espectro visible de la radiación electromagnética se define como la porción de energía del espectro electromagnético comprendido entre las longitudes de onda de 380nm a 780nm para un ojo patrón humano(fig.2).[1]Sin embargo, cabe destacar que en ciertas condiciones, la sensibilidad del ojo se extiende a las regiones del infrarrojo (IR) y del ultravioleta (UV) cercanos del espectro electromagnético. Por ejemplo, en condiciones de adaptación a la oscuridad, el intervalo es ligeramente superior, iniciándose en 360nm y prolongándose hasta longitudes de onda más largas de lo habitual.[2]

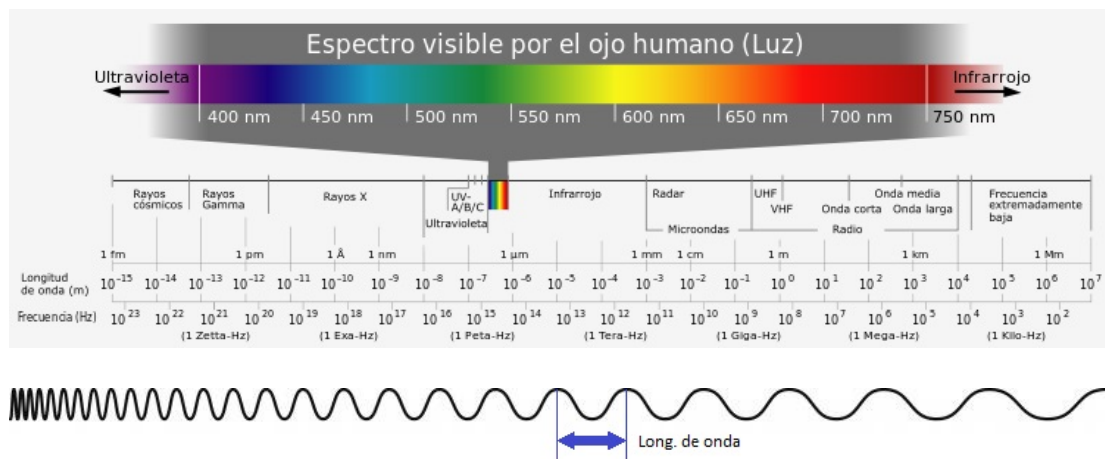


Figura 2. Espectro electromagnético con incidencia en la porción de luz visible. Tomado de Horst Frank, 2005. En la parte inferior de la imagen se acota la longitud de onda como la distancia entre dos picos consecutivos de la onda electromagnética.

A partir de la longitud de onda de la radiación, el ser humano asocia los diferentes colores del espectro visible. En este punto, cabe señalar las palabras de Newton en su tratado de Óptica, publicado en 1704, en las que indicó que *“los colores no existen, sino que son el nombre que nosotros le ponemos a las sensaciones experimentadas por las diferentes longitudes de onda”*. [3]

Isaac Newton fue el primer autor que reconoció el significado de la descomposición de la luz blanca, a través de sus primeros experimentos realizados en 1666, en los que se observaba la dispersión por refracción de la luz solar al pasar a través de un prisma (fig.3). La palabra *espectro* (del *latín*, "fantasma" o "aparición") fue utilizada por primera vez por Newton quién llegó a la conclusión de que la luz se componía de diminutas partículas (*“corpúsculos”*) que viajaban a alta velocidad. Sin embargo no fue hasta mediados del siglo XX en el que se aceptó la

dualidad de la luz, llegando a la conclusión de que la luz posee una naturaleza corpuscular, estando formada por fotones que absorben y emiten energía, pero se comporta como una onda electromagnética en su propagación.[3]

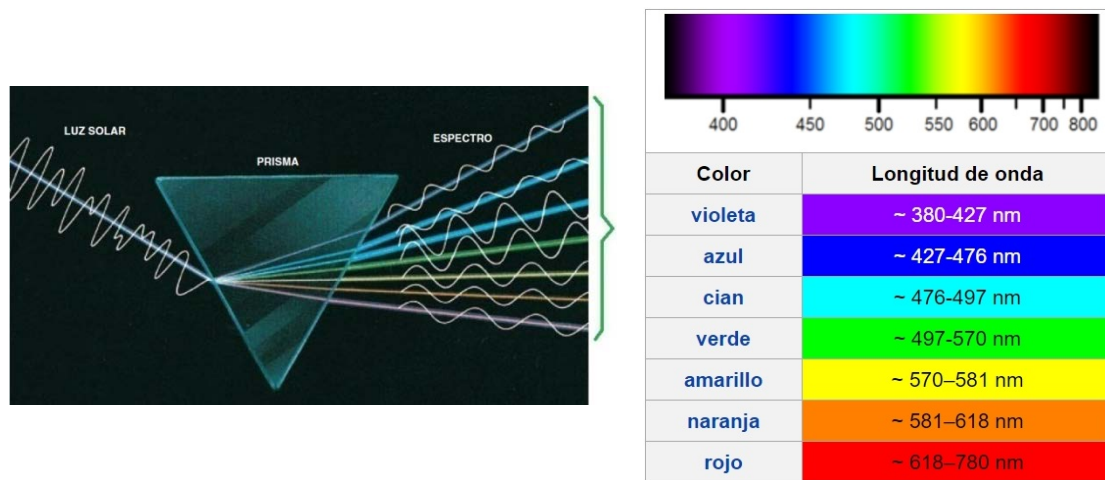


Figura 3. Formación del espectro de la luz blanca a través de un prisma. A la derecha se establece una aproximación del nombre dado a las sensaciones experimentadas, en los humanos, a las diferentes longitudes de onda del espectro visible.

Expuesta ya en los párrafos previos algunos elementales conceptos del emisor (luz), se tratará en los siguientes epígrafes de analizar aspectos de interés del receptor (sistema visual); ya que entender la interacción entre ambos permite conocer el proceso visual. Así pues, a continuación se revisará el ojo como órgano de la visión, describiendo sus partes y haciendo especial hincapié en la retina como elemento capaz de transformar la luz recibida en señal nerviosa, mediante un proceso intermedio fotoquímico. Posteriormente en el siguiente epígrafe se analizarán los distintos aspectos de la función visual estudiados en esta Tesis Doctoral para después profundizar en la retinosis pigmentaria y sus principales síntomas. En el último epígrafe de la introducción de esta Tesis Doctoral se describían los filtros ópticos en lentes oftálmicas, como principal elemento para intentar optimizar, en los pacientes con retinosis pigmentaria, la función visual y sus síntomas.

1.1. El ojo

El órgano de la visión está compuesto por los párpados, los globos oculares, el aparato lagrimal y los músculos oculares externos. El ojo o globo ocular es un órgano con una estructura casi esférica de aproximadamente 24mm de diámetro cuya función principal es la detección de la luz que sirve de base para la percepción visual. De manera muy simple se puede considerar que la pared del ojo está formada por tres capas (fig.4):

- Capa externa (esclerótica y córnea): La esclerótica es una membrana externa, prácticamente opaca, resistente y de color blanco, que protege las estructuras internas y conserva la forma del globo ocular. En la parte anterior del ojo, la esclerótica se vuelve transparente, formando la córnea que actúa como una lente convexa que refracta los rayos de luz permitiendo su paso hasta el interior del globo ocular.
- Capa media (coroides, tejido conjuntivo del cuerpo ciliar e iris): La coroides es una membrana formada principalmente por capilares colocada sobre la cara interna de la esclerótica, de color oscuro encargada de mantener la temperatura constante y nutrir algunas estructuras del globo ocular. En la parte anterior forma el iris que regula la abertura de la pupila y controla la cantidad de luz que entra en el interior del ojo a través de los músculos constrictor y dilatador del iris.
- Capa interna (retina): La retina es la estructura más interna, situada en contacto con la cara interna de la coroides, y es la encargada de captar el flujo luminoso y transformarlo en flujo nervioso.

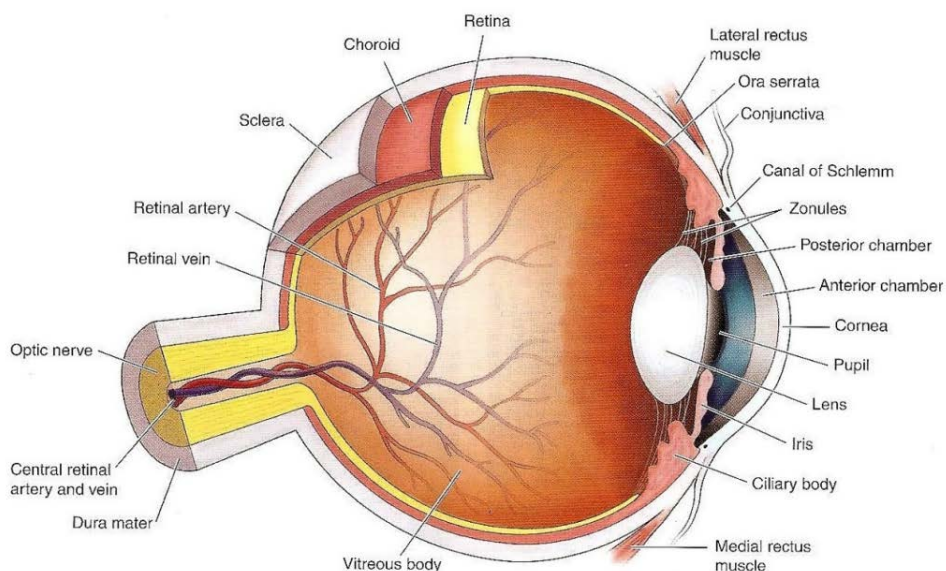


Figura 4. Representación gráfica de la anatomía de las capas del ojo. Tomado de Freddo, 2017.[4]

Los rayos de luz generados o reflejados por un objeto inciden en el ojo a través de la córnea. La córnea actúa como una lente convexa que refracta los rayos luminosos que pasan a través del humor acuoso, iris y cristalino hasta activar la retina. El humor acuoso es un líquido incoloro que sirve para nutrir y oxigenar las estructuras del globo ocular que no tienen aporte sanguíneo como la córnea y el cristalino. El iris controla la cantidad de luz que pasa a través del cristalino de forma que si la luz es intensa, la pupila se contrae (miosis) y si la luz es escasa, la pupila se dilata (midriasis). Por su parte, el cristalino es una estructura con forma de lente biconvexa que permite enfocar en la retina los objetos situados a diferentes distancias mediante la variación de su curvatura y de su espesor (acomodación). Cuando los rayos de luz atraviesan el cristalino, pasan a través del humor vítreo para finalmente ser enfocados en la retina. El humor vítreo es una sustancia transparente y gelatinosa encargada, entre otras funciones, de mantener la forma del globo ocular. La retina es una estructura formada por tejido nervioso especializado que está encargada de recibir la luz, convertirla en señales eléctricas e iniciar el proceso visual (fig.5). Dado que la retina tiene una especial relevancia para esta Tesis Doctoral, en la siguiente sección se presentan sus características en más detalle.

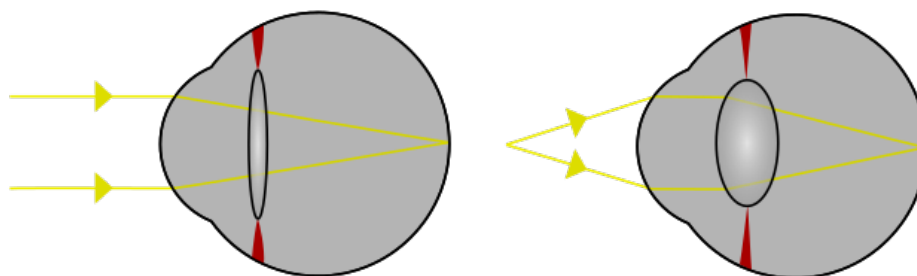


Figura 5. Sistema de enfoque de la imagen por el cristalino en visión de lejos (izquierda) y en visión próxima (derecha). Tomado de Erin Silversmith, 2007.

1.1.1. La retina

La retina es una capa transparente formada por diferentes tipos celulares cuya función es transformar el flujo luminoso en respuestas interpretables y procesables por el resto del sistema nervioso central.

Anatómicamente; explicado de forma sencilla, se pueden distinguir 3 capas de neuronas en la retina (fig.6) que van soportadas por el epitelio pigmentario de la retina (EPR). Los procesos de estas clases de células hacen conexiones sinápticas en las capas plexiforme interna y externa.[5] Se distinguen las siguientes capas de los cuerpos celulares de las neuronas de la retina:

- Capa interna formada por las células ganglionares (G), cuyos axones abandonan el ojo formando el nervio óptico y conducen las señales al sistema nervioso central para su posterior procesamiento.
- Capa intermedia formada por las células bipolares (B) que conectan los fotorreceptores con las células ganglionares, las células horizontales (H) que median en las interacciones laterales entre los fotorreceptores y las células bipolares, y las células amacrinas (A) que median en las interacciones laterales entre las células bipolares y ganglionares.
- Capa externa formada por los fotorreceptores (R), los bastones y los conos.

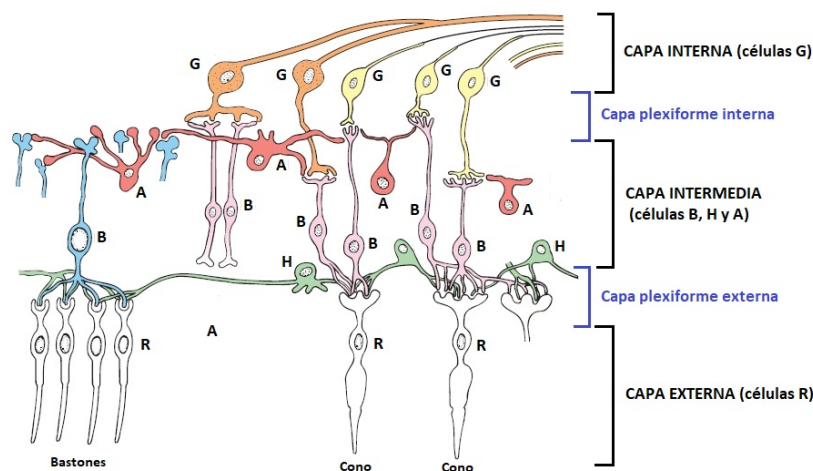


Figura 6. Principales células de la retina y sus conexiones. Las células representadas son las ganglionares (G), bipolares (B), horizontales (H), amacrinas (A) y los fotorreceptores (R). Adaptado de The Eye.[6]

Estructuralmente, la retina se divide en región central o mácula y región periférica. La mácula consiste en una pequeña zona de aproximadamente 5mm de diámetro que se localiza en el lado temporal del nervio óptico entre las arcadas vasculares temporal superior e inferior. Esta región macular tiene una gran concentración de pigmento xantófilo que le da un color amarillento, de ahí que también se la conozca como mácula lútea. En el centro de la mácula está la fovea, que es la zona más delgada ya que está compuesta solamente por los conos. En el centro de la fovea, con tan sólo 0.35 mm de tamaño, hay una zona llamada foveola que es el punto donde se alcanza la máxima AV (fig.7). Por otra parte, la retina periférica consiste en todo el resto de retina y llega hasta la Ora Serrata (ubicada a unos 21 mm desde el centro de la papila), completando un diámetro total de la retina de aproximadamente de 42 mm.

Cuando comparamos la retina central con la periférica, se observa que la zona periférica de la retina, tiene menos capacidad de fotorrecepción, por poseer menor número de fotorreceptores, siendo en su mayor parte bastones. En la zona central existe una mayor concentración de

fotorreceptores por milímetro cuadrado, por lo que es considerada la parte más importante para la función visual (ver sección 1.1.2).

Cualquier alteración que se produzca en la anatomía de la retina va a tener una repercusión en la función de la misma, que el paciente normalmente percibe como una pérdida de la agudeza visual si afecta a la mácula y/o del campo de visión si afecta a la retina periférica.

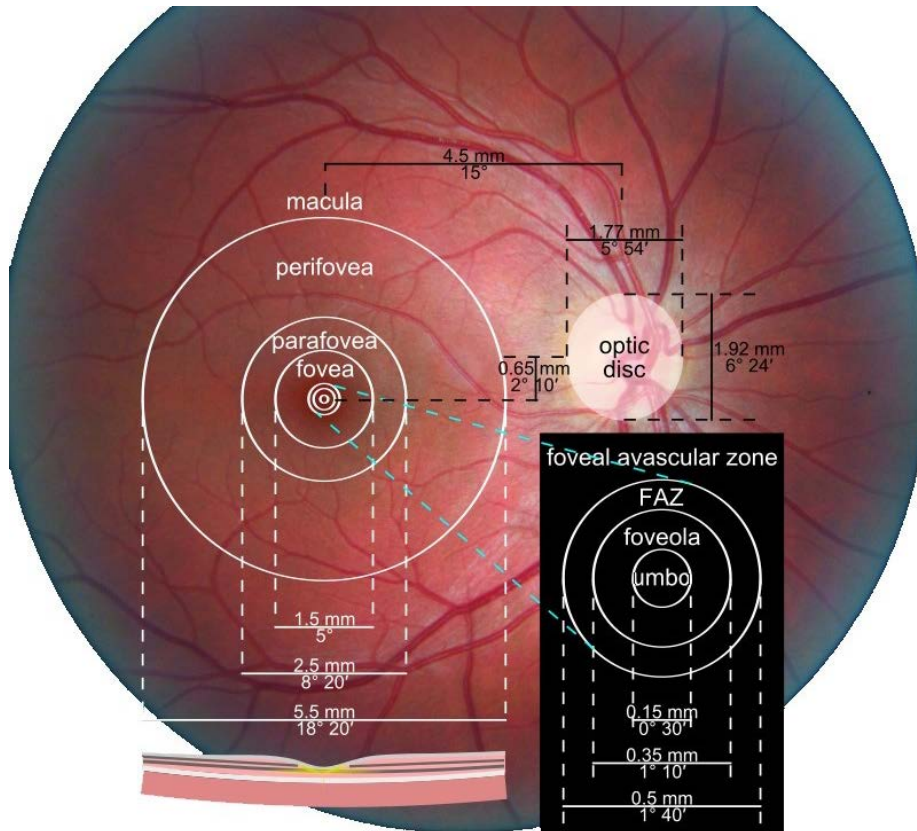


Figura 7. Mácula humana dividida en sus diferentes zonas. Tomado de Freddo, 2017.[4]

1.1.2. Los fotorreceptores

Los fotorreceptores son células neuronales especializadas sensibles a la luz. En el ojo humano, la retina contiene fundamentalmente dos tipos de fotorreceptores, los conos y los bastones (fig.8). Los conos permiten la discriminación de los detalles y el color de la escena visual, y son responsables de la visión diurna. Los bastones funcionan con luz débil presente en el crepúsculo y en la oscuridad, situaciones de visión nocturna.[5]

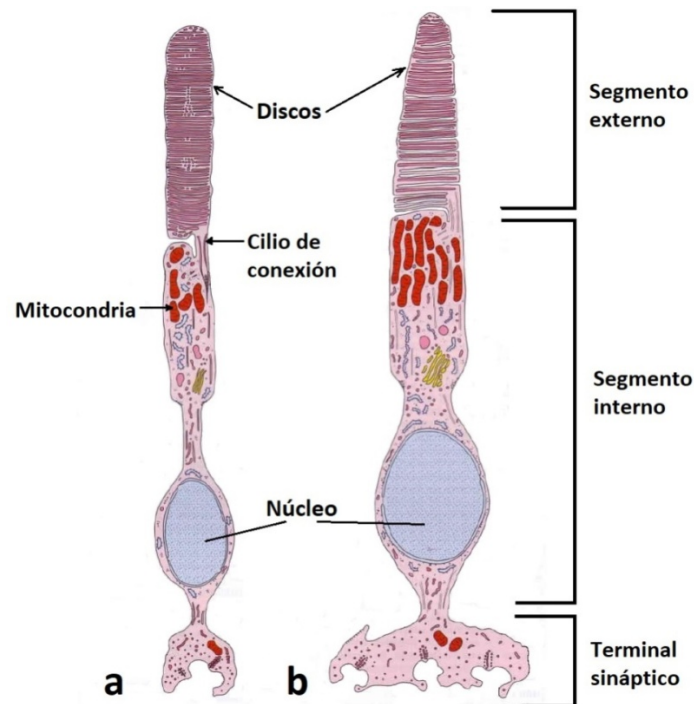


Figura 8. Representación esquemática de los dos tipos de fotorreceptores: los bastones (a) y los conos (b). Tomado de Lentz, 2001.[7]

Los conos tienen un tamaño de unas 70 micras (μm) de longitud y alrededor de $5 \mu\text{m}$ de diámetro, adelgazándose en dirección distal (externo); mientras que los bastones miden $120 \mu\text{m}$ de longitud con un diámetro de alrededor de $1.5 \mu\text{m}$. [7] Los fotorreceptores se pueden dividir en segmento externo, segmento interno y cuerpo sináptico, este último que conecta con las células neuronales posteriores, (células horizontales y bipolares). El Segmento Interno contiene el citoplasma con sus orgánulos y el núcleo. El Segmento Externo está constituido por más de 1000 discos separados en el caso de los bastones y con plegamiento de membrana en el caso de los conos, que contienen, cada uno de ellos, entorno a 1000 moléculas de pigmento fotosensible. Este pigmento se denomina rodopsina en los bastones, mientras que en los conos hay tres tipos de pigmentos que son eritrolabe, clorolabe y cianolabe (Fig.9). A modo de resumen en la tabla 1 se comparan las características de ambos elementos celulares retinianos. [8]

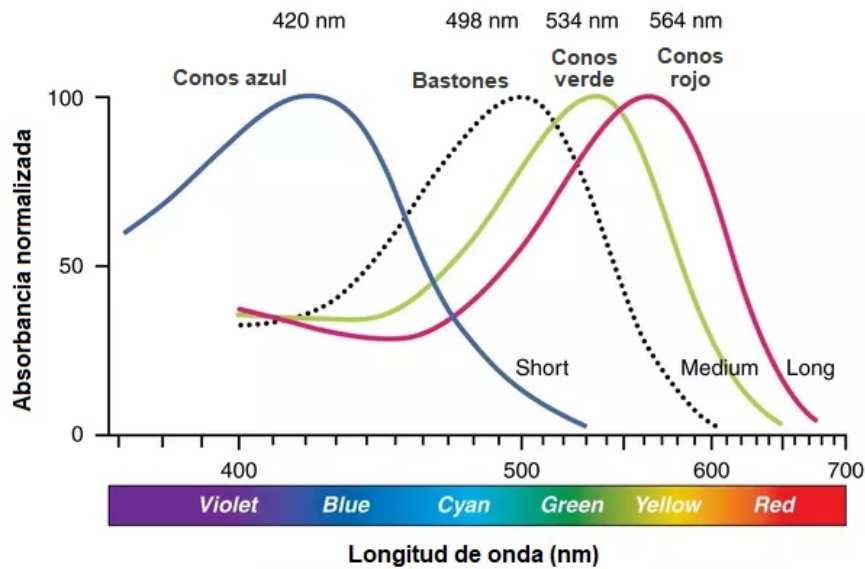


Figura 9. Curvas de absorción espectral de los pigmentos de los fotorreceptores. Tomada de Bowmaker, 1980.

Tabla 1. Comparación de las distintas características de los fotorreceptores. Tomado de Chamorro, 2012.[8]

CARACTERÍSTICAS	CONOS	BASTONES
Estructura	Direccionalmente selectivos	Menor selectividad de dirección
Concentración de	Menor que en bastones	Elevada concentración
Conexiones	Cada cono en la región central conecta con 2 bipolares enanas que a su vez conectan con 2 ganglionares enanas	Convergencia de muchos bastones a una sola bipolar en brocha
Respuesta a la luz	Hiperpolarización	Hiperpolarización
Amplificación	Baja	Elevada
Umbral	Baja sensibilidad (umbral elevado). Detección de un solo fotón. Umbral de iluminación: superior a 100 fotones	Alta sensibilidad (umbral bajo). Detección de un solo fotón. Umbral de iluminación: superior a 10 fotones
Saturación	Sólo para luz muy intensa	Saturados con luz diurna
Sensibilidad espectral	Visión fotópica (cromática) Tres tipos de pigmento	Visión escotópica (acromática) Un único pigmento
Resolución espacial	Elevada	Muy baja debido a la convergencia
Resolución temporal	Alta	Baja
Respuesta temporal	Rápida	Lenta
Tiempo de	5 minutos aproximadamente	Entre 40 y 60 minutos

La organización de los fotorreceptores varía según la zona de la retina, de tal forma que la densidad de conos es máxima en la fóvea y los bastones alcanzan su densidad máxima sobre los 20 grados de excentricidad que corresponde a unos 4,5 mm del centro de la mácula. En la parte central de la mácula se encuentra la foveola, lugar en el que hay la máxima concentración de conos sensibles a longitudes de onda (λ) larga (rojo) y media (verde). Los conos azules

alcanzan su máxima densidad en la pendiente que se extiende desde la foveola a toda la mácula. El punto ciego corresponde al nervio óptico, donde no hay fotorreceptores, debido a que es el lugar por donde salen del ojo todos los axones de las células ganglionares (fig.10).[9]

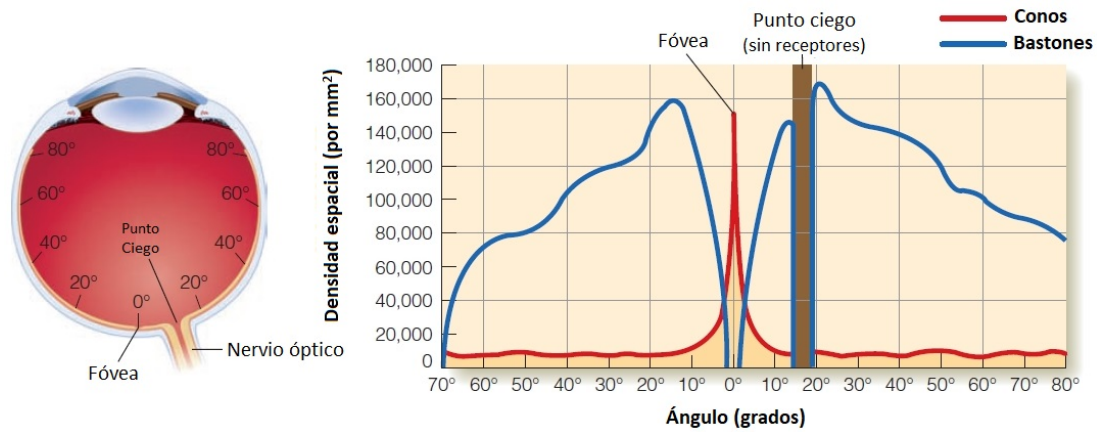


Figura 10. Densidad de los fotorreceptores en la retina humana. A la izquierda se indica el centro de la fóvea y las posiciones relativas en grados para toda la retina respecto a la fóvea. Estas posiciones se despliegan en el eje de abscisas y en el eje de ordenadas se indican el número de fotorreceptores por milímetro cuadrado. Tomada de Lindsay & Norman, 1977.[10]

La proporción de los bastones, a lo largo de toda la retina, es 20 veces mayor que la de los conos. En la tabla 2 se muestra un resumen de algunos datos de interés relativos a características de la retina.[8]

Tabla 2. Datos cuantitativos relativos a la retina. Tomado de Chamorro, 2012.[8]

Máxima densidad de conos en la zona central de la fóvea (50x50µm)	
Número total de conos en la Fóvea	Aprox. 200.000 conos
Número de conos en la retina	6.400.000 millones
Número de bastones en la retina	110.000.000 a 125.000.000 millones
Distribución de los bastones	La densidad máxima de bastones se encuentra a los 18º desde el centro de la fóvea, donde hay 160.000 bastones/mm² No existen bastones en la fóvea Número medio 80-100.000 bastones/mm²
Proporción de conos/células ganglionares en la fóvea	1 cono por cada 2 células ganglionares
Proporción de conos/células del epitelio pigmentario	30conos/células epitelio pigmentario en la fóvea
Proporción de bastones/células del epitelio pigmentario	En la periferia 22-28 bastones/célula epitelio pigmentario
mm ² : milímetros cuadrados	

1.1.3. El epitelio pigmentario de la retina

El epitelio pigmentario de la retina (EPR) es la capa más externa de la retina y consiste en una monocapa de células pigmentadas cuboideas con forma hexagonal. Está situada entre la membrana de Bruch y la retina, y se extiende desde el borde del disco óptico hasta la ora serrata, continuándose con el epitelio pigmentario del cuerpo ciliar.[11]

El EPR se sitúa contiguo a la capa de fotorreceptores, de forma que la porción apical con prolongaciones vellosas recubren los segmentos externos de los fotorreceptores. Las superficies laterales de células EPR adyacentes están unidas por complejos herméticos formando la barrera hematorretiniana externa.[11]

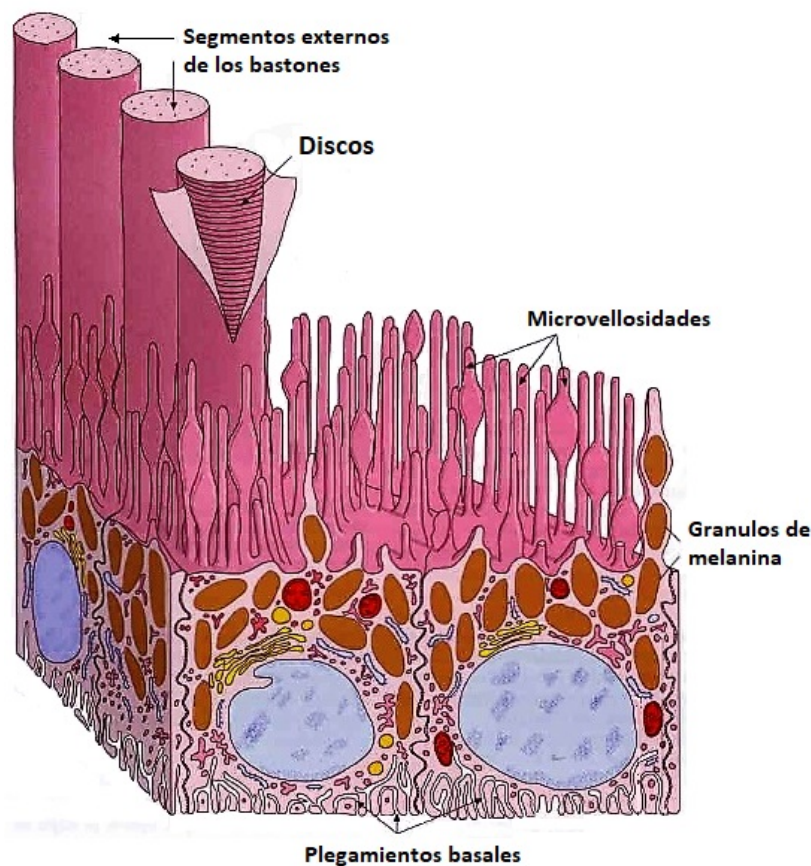


Figura 11. Epitelio pigmentario de la retina. Tomado de Krstic, 2001.[7]

Entre sus funciones destaca su capacidad para absorber la luz, fagocitar los segmentos externos de los fotorreceptores, almacenar vitamina A, formar la barrera hematorretiniana externa y mantener el espacio subretiniano. El papel de EPR en estas funciones es presentado en los siguientes párrafos:

- **Absorción de la luz:** El EPR contiene en su interior abundantes gránulos de un pigmento negro llamado melanina (fig.11). La melanina tiene una función óptica muy importante, ya que absorbe la luz que ha pasado a través de la retina, impidiendo que se refleje y se difunda en el interior del ojo.[12]
- **Fagocitosis de los segmentos externos de los fotorreceptores:** Los segmentos externos de los fotorreceptores sufren una renovación continua. A medida que se van formando nuevos discos, se van eliminando los antiguos por fagocitosis del EPR. Las células del EPR ingieren las membranas o discos que se desprenden desde los segmentos externos de los fotorreceptores. Este proceso ocurre aproximadamente cada 24 horas, en lo que se llama un ritmo circadiano, siendo fagocitados los conos por la noche (en la oscuridad) y los bastones por el día debido a un proceso desencadenado por la luz.[5] Durante el transcurso de toda la vida, se piensa que cada célula del EPR fagocita miles de millones de segmentos externos.
- **Almacenamiento de vitamina A:** El epitelio pigmentario es crucial para la captura, el almacenamiento y la movilización de la vitamina A que participa en el ciclo visual constituyendo parte de los cuatro pigmentos retinianos
- **Barrera hematorretiniana externa:** El EPR y su lámina basal o membrana de Bruch, se encargan de mantener la integridad de la barrera entre la coroides y la retina, también conocida como barrera hemato-retiniana externa. Las células del EPR están firmemente adheridas entre ellas, formando una barrera y permitiendo solamente el transporte de metabolitos, de forma que tanto los fotorreceptores como los capilares de la coroides dependen del EPR para su supervivencia, atrofiándose estos si por cualquier motivo se destruye el EPR.[13]
- **Mantenimiento del espacio subretiniano:** Este espacio libre entre la coroides y la retina está relleno por una combinación de proteínas y proteoglicanos. El EPR bombea agua e iones y evita la acumulación de líquidos en este espacio. Cuando se acumula líquido en este espacio, se produce un desprendimiento de retina, llegando a separarse los fotorreceptores del EPR. Esta pérdida de la función de los fotorreceptores es reversible siempre y cuando se elimine este líquido para restaurar el contacto entre la retina y el EPR.[14]

1.2. Aspectos de la función y calidad visual

1.2.1. Sensibilidad espectral del sistema visual

La sensibilidad espectral del sistema visual está determinada por las propiedades de los pigmentos visuales de los bastones y los conos. El sistema de medida para determinar la sensibilidad espectral del ojo consiste en utilizar diferentes fuentes de luz monocromáticas y variar su longitud de onda de hasta detectar su umbral de detección a lo largo de todo el espectro visible. Si realizamos la inversa del umbral, obtenemos la sensibilidad en función de la longitud de onda, que se conoce con el nombre de curva de sensibilidad espectral.[10]

Las curvas de sensibilidad espectral humana de los conos y bastones (fig.12) revelan que los bastones son más sensibles a la luz de longitud de onda corta que los conos.[15]

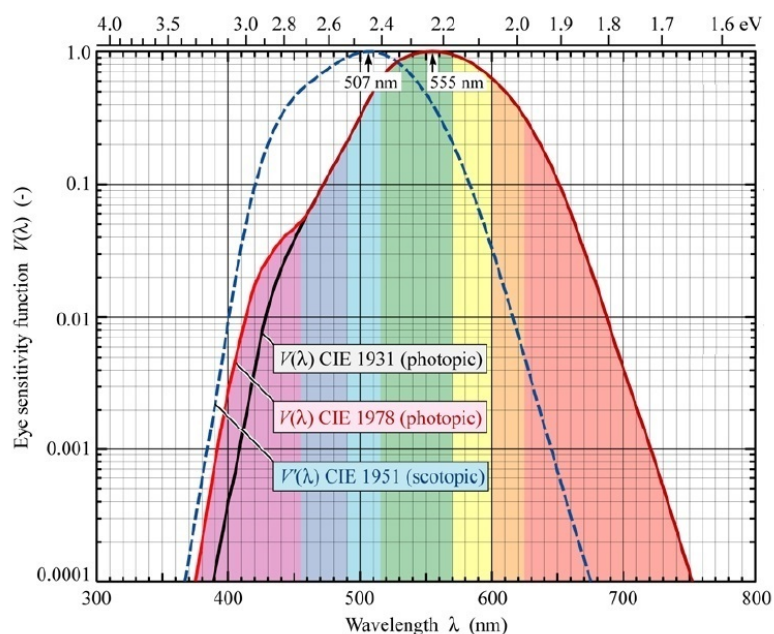


Figura 12. Curvas de sensibilidad espectral para la visión mediante bastones y conos según la norma CIE para el observador patrón. Tomado de Schubert, 2006.

Según se muestran en la Figura 12, la máxima sensibilidad de los bastones a la luz es a 507nm y para los conos a 555nm.[16, 17] Esta diferencia en la sensibilidad de los conos y los bastones a diferentes longitudes de onda significa que a medida que la visión se desplaza de los conos a los bastones durante la adaptación a la oscuridad, el ojo es relativamente más sensible a la luz de longitud de onda corta, es decir, la luz más próxima al extremo azul y verde del espectro. Pero además con el paso de niveles de iluminación de fotópico a escotópico, no sólo se produce una traslación de 48nm, sino que también se produce un estrechamiento de la curva en condiciones escotópicas.[18]

El cambio de la visión mediada por los conos a la mediada por los bastones, que causa esta percepción mejorada de longitudes de onda corta durante la adaptación a la oscuridad se llama el efecto Purkinje, descrito por Johann Purkinje en 1825.

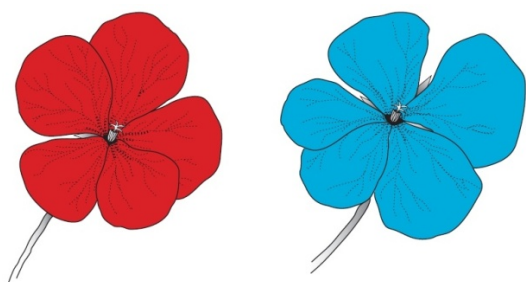


Figura 13. Flores para demostrar el efecto Purkinje. Véase la explicación en el texto. Tomado de Goldstein, 2010.

Se puede experimentar este cambio en la sensibilidad al color que se produce durante la adaptación a la oscuridad realizando un sencillo experimento consistente en el cierre de uno de los ojos durante unos 10 minutos para que se adapte a la oscuridad. Posteriormente en la penumbra, alternar la visión entre los ojos para darse cuenta de que la flor azul de la figura 13 es más brillante en comparación con la flor roja para el ojo adaptado a la oscuridad.[10]

1.2.1.1. Adaptación a la oscuridad

La sensibilidad a la luz aumenta después de permanecer un tiempo en la oscuridad. Este aumento tiene lugar en dos etapas distintas: una fase inicial rápida debida a la adaptación de los conos y una segunda etapa más lenta producto de la adaptación de los bastones (fig.14). En el proceso de adaptación a la oscuridad, de un observador normal, tanto los bastones como los conos comienzan a aumentar su sensibilidad en el momento en el que se apagan las luces, pero como los conos son más sensibles al comienzo de la adaptación, determinan la fase temprana de adaptación a la oscuridad. Después de 3 a 5 minutos, los conos terminan su adaptación y la curva se nivela. No obstante, aproximadamente 7 minutos después de comenzar la adaptación, los bastones alcanzan a los conos y se hacen más sensibles (fig.14). Los bastones aumentan su sensibilidad y alcanzan su nivel final adaptado a la oscuridad en aproximadamente 25 minutos. Estas diferencias en la velocidad de adaptación pueden explicarse por el proceso de regeneración del pigmento visual, que se produce a una velocidad distinta en bastones y conos.[19] La sensibilidad existente al final de la adaptación a la oscuridad, que se conoce con el nombre de sensibilidad adaptada a la oscuridad, es aproximadamente 100.000 veces mayor que la sensibilidad adaptada a la luz medida antes de que comenzara la adaptación a la oscuridad.[10]

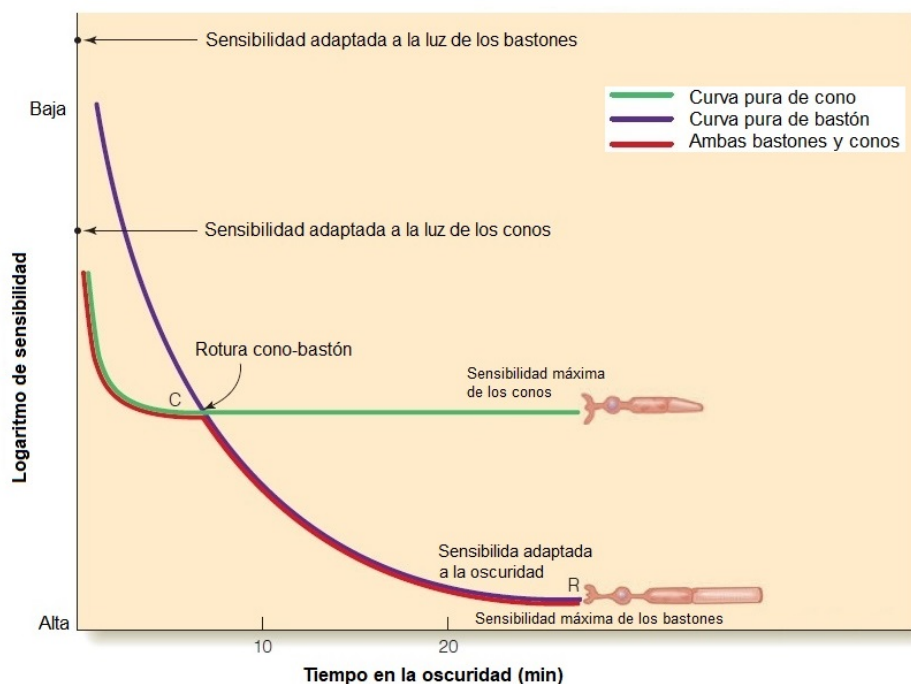


Figura 14. Curvas de adaptación a la oscuridad. La línea roja muestra la curva de adaptación a la oscuridad en dos etapas con una parte debida a los conos al principio y otra, debida a los bastones al final. La línea verde es la curva de adaptación de los conos. La curva morada es la curva de adaptación de los bastones. El descenso de la curva representa un aumento de la sensibilidad. Tomado de Goldstein, 2010.[10]

Los exámenes de diagnóstico de adaptación a la oscuridad determinan el umbral alcanzado después de un periodo de tiempo entre 20 y 45 minutos. Para la vida diaria, sin embargo, los primeros segundos después de entrar en un túnel o un cuarto oscuro son los más importantes.[20] En las personas con Baja Visión el tiempo de adaptación a la oscuridad es mayor, y tienen que esperar más tiempo para poder discriminar la escena visual existente.[21, 22]

1.2.2. Fenómenos de degradación de la calidad visual

El ojo humano es un sistema óptico imperfecto, ya que la imagen que recibe la retina presenta degradaciones inducidas por las características de dicho sistema óptico. Los principales defectos o irregularidades del sistema óptico que producen estas deformaciones son el descentramiento entre los ejes de la córnea y el cristalino, los cambios producidos en el cristalino, las irregularidades en la superficie corneal y las opacidades de los medios transparentes.[23]

Entre los factores ópticos que limitan la calidad visual del ojo humano destacan los fenómenos de dispersión de la luz, la difracción y las aberraciones oculares (que incluyen los defectos refractivos, las aberraciones monocromáticas y las aberraciones cromáticas). [24, 25]

Para medir la calidad de imagen en la retina se utiliza la función de esparcimiento de un punto (*Point Spread Function, PSF*), es decir, lo que se difunde la imagen de un punto objeto de luz sobre la retina (fig.15). La PSF de la retina humana es conocida por poder extenderse sobre la superficie completa de la retina, es decir, hasta distancias de 90º desde el centro de la PSF.[26] De forma que, la parte central de la PSF (hasta 20 min de arco o 0.33º) depende de efectos tales como la difracción por la abertura pupilar y las aberraciones, suponiendo que no existe desenfoque debido a una refracción óptima. Dentro de esta parte central, en un ojo normal, la agudeza visual (AV) se corresponde al núcleo central de la PSF que es del orden de 1 min de arco (0.02º). La sensibilidad al contraste, testada rutinariamente en frecuencias espaciales alrededor de 3 cpq, llegaría hasta los 0.33º de la parte central de la PSF. Por otro lado, la porción periférica, que abarca desde 1º hasta 90º, se denomina *difusión de la luz* y se rige por el hecho de que los medios ópticos (sobre todo la córnea, el cristalino y el fondo de ojo) dispersan la luz en cierta medida.[27] La dispersión y la difusión resultante de la luz en la retina es la base del deslumbramiento, produciendo un efecto incapacitante en la visión llamado *discapacidad* por deslumbramiento, en oposición al *disconfort* por deslumbramiento, que produce molestias pero no hace disminuir la visión.[26, 28, 29] La situación típica es el deslumbramiento producido por los faros de un coche que viene en dirección contraria cuando conducimos por la noche.[30]

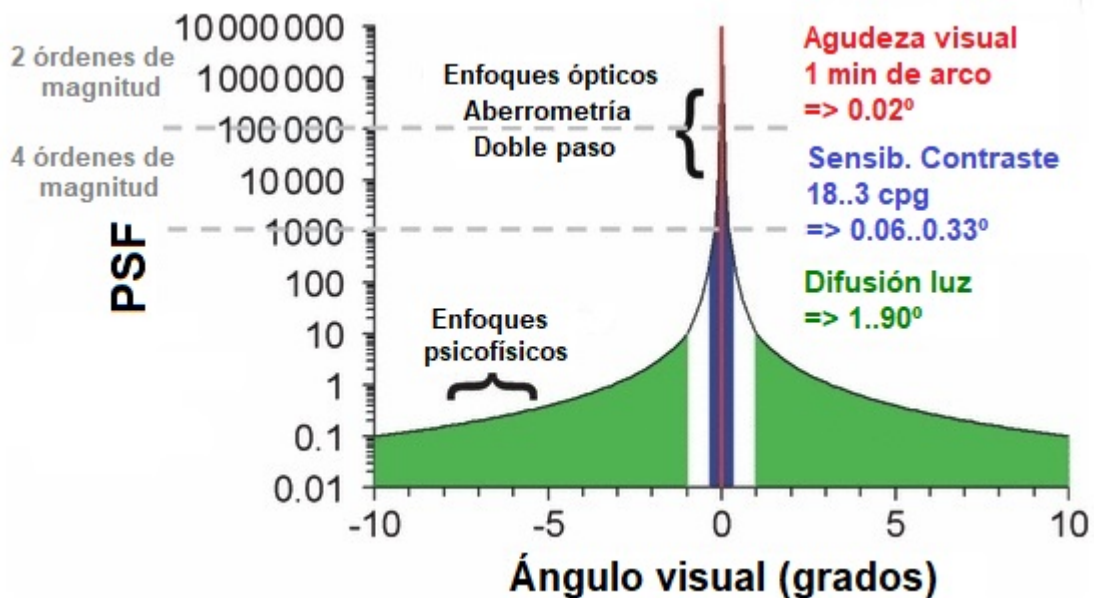


Figura 15. La función de esparcimiento de un punto (PSF) para un ojo normal medio, normalizada por el CIE 1999 (Commission Internationale d'Eclairage). Tomada de Michael, 2009.[27]

De los diferentes fenómenos que provocan la degradación de la calidad visual, en esta Tesis Doctoral tienen especial relevancia los efectos producidos por la dispersión de la luz y la

aberración cromática. Por ello, en los siguientes apartados se realiza una breve revisión bibliográfica sobre ambos fenómenos.

1.2.2.1. Dispersión de la luz

La dispersión es un fenómeno óptico por el cual un rayo luminoso al incidir sobre un medio no homogéneo se dispersa en múltiples direcciones. Cuando la luz pasa a través de las distintas estructuras oculares, se encuentra distintas partículas en los tejidos que constituyen los medios transparentes produciendo la dispersión intraocular de la luz (fig.16). Cabe considerar que, cualquier condición ocular que afecta a la transparencia de cualquier elemento óptico del ojo está acompañada por un aumento en la dispersión ocular.[31] Las partículas pequeñas, cuerpos extraños, fluctuaciones de densidad, rugosidad de la superficie de los diferentes elementos ópticos oculares pueden ser consideradas como faltas de uniformidad que pueden actuar como fuentes microscópicas de dispersión ocular. [25, 32]

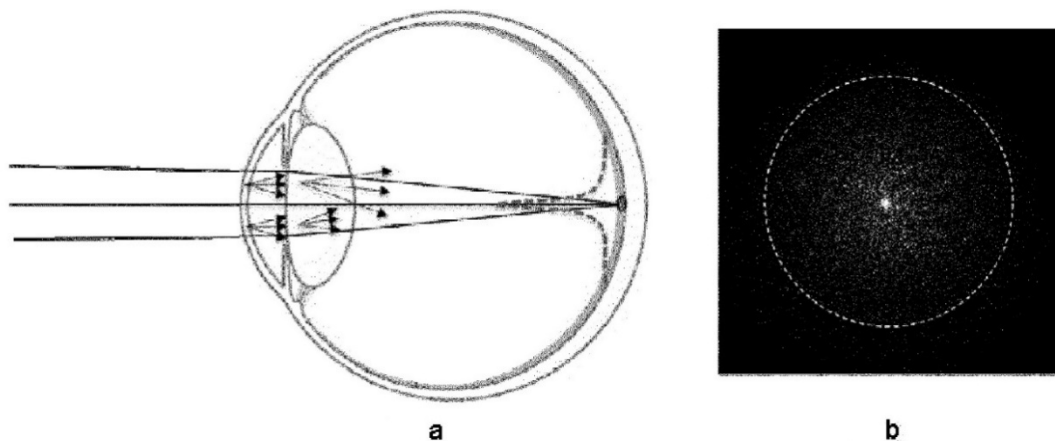


Figura 16. Dispersión de una fuente de luz puntual en los medios oculares (a), dando como resultado la PSF de un ojo, en la que se muestra un círculo de difusión alrededor del punto central (b). Tomado de Artal, 2014.[33]

Las estructuras oculares implicadas en la dispersión de la luz producida en la retina (fig.17) son la córnea, el iris, la esclera, el cristalino y la retina.[34] Diversos estudios han mostrado que en ojos jóvenes sanos la contribución, de estas cinco estructuras, en la difusión intraocular producida, es: córnea (30%); cristalino (40%); e, iris, retina y la esclera (30%).[34, 35] Sin embargo, estas proporciones pueden variar en función de la edad, la pigmentación o enfermedades oculares. Un aumento en la dispersión corneal puede observarse en condiciones anormales de la córnea o posteriores a cirugía refractiva ocular,[24] mientras que el aumento

de la dispersión por el cristalino puede aumentar con la edad y en presencia de opacidades del cristalino, como cataratas. [36-38] La dispersión de la luz por el iris y la esclera es dependiente de la cantidad de pigmento presente, siendo los ojos más oscuros los que presentan menos dispersión de la luz (y más absorción de luz).[39] La dispersión de la luz por la retina depende también de la cantidad de pigmento, no sólo porque la luz es absorbida por los distintos componentes de la retina, sino también porque la luz puede ser reflejada a otras áreas de la retina.[38, 39]

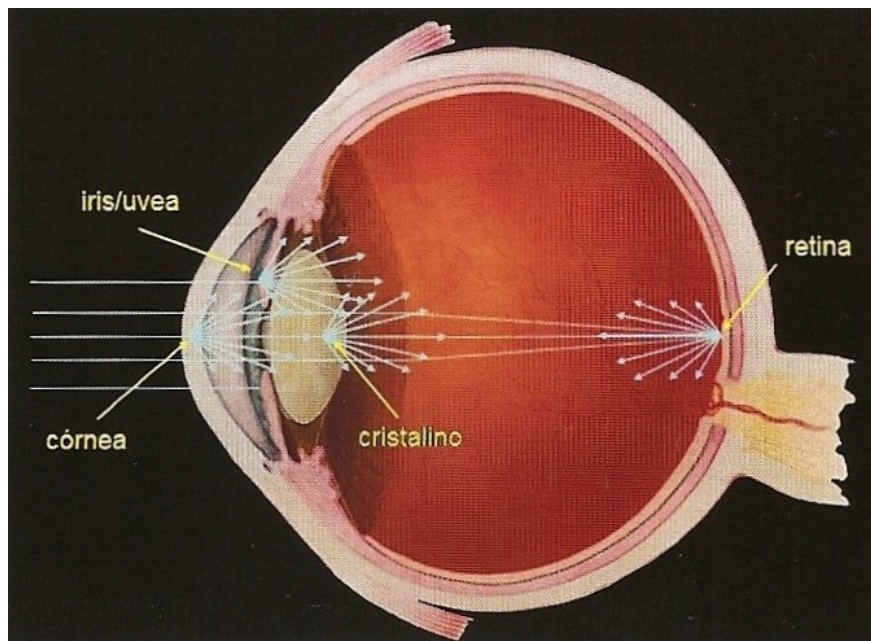


Figura 17. Estructuras oculares implicadas en la dispersión de la luz sobre la retina. Tomado de van den Berg.

La difusión de la luz en la retina incluye la discapacidad por deslumbramiento, las alteraciones de la sensibilidad al contraste y la degradación de la imagen, más acentuadas en visión nocturna.[40]) Cuando esta degradación de la imagen se expresa en base a su forma o tamaño se denomina distorsión luminosa (DL). Entre las manifestaciones de las DL en condiciones de baja iluminación, se pueden diferenciar los halos y el *starburst* (forma estrellada). Como estos dos tipos de DL se pueden dar tanto de forma aislada como conjunta, se hace muy difícil su diferenciación y normalmente se engloban ambas con el término de *halos*. [41, 42]

Las pérdidas sutiles en la transparencia y/o los cambios de la transmitancia de los medios ópticos oculares aumentan la DL de la escena visual con la consiguiente reducción del contraste en la imagen retiniana. Por lo que estudiar los errores refractivos y las aberraciones oculares no es suficiente para explicar la PSF, ya que aunque debido a estos disminuyen la AV, sólo producen una pérdida parcial de la SC. Esto justifica un creciente interés en estudiar la DL sobre todo en procedimientos de cirugía refractiva y de cataratas.[24] Aunque aún no está bien entendida la

existencia de un vínculo entre la DL y la dispersión de la luz de partículas pequeñas en los medios intraoculares, algunos autores como Villa et al. han demostrado correlaciones entre la DL (medida con un halómetro) y ciertas aberraciones ópticas como el astigmatismo secundario, el coma y la aberración esférica. Sin embargo, hay más fuentes que contribuyen a la DL, y la difusión de la luz de la retina podría ser uno de ellos.[41, 42]

Otra consideración muy importante que debemos realizar es que la dispersión de la luz no ocurre por igual con las diferentes longitudes de onda del espectro de radiación luminosa. Rayleigh en 1871 publicó una teoría en la que explicaba que las partículas pequeñas dispersan la luz de manera proporcional a la inversa de la longitud de onda (λ) elevada a la cuarta potencia. [43]


$$\beta_{sc} = c \times \lambda^{-4}$$

Donde β_{sc} es la cantidad de dispersión, c es una constante, y λ es la longitud de onda.

Posteriormente Mie demostró que esta dependencia de la λ era cierta para partículas menores a 6 μm de diámetro, pero que para partículas mayores la relación era más compleja siendo la dependencia con la λ más lineal.[44] Este hecho se puede apreciar con las pequeñas partículas presentes en la atmósfera de la tierra. Las λ corta se dispersan más que otras longitudes de onda más largas produciendo un cielo azul como consecuencia del efecto de Rayleigh (fig.18). Sin embargo al chocar la luz con partículas más grandes se produce un aumento de la dispersión en todas las longitudes de onda del espectro, apreciando este fenómeno en las nubes blancas del cielo. Queda claro por tanto el problema de la dependencia con la λ sea difícil de generalizar y depende del tamaño de las partículas en los medios.[45]

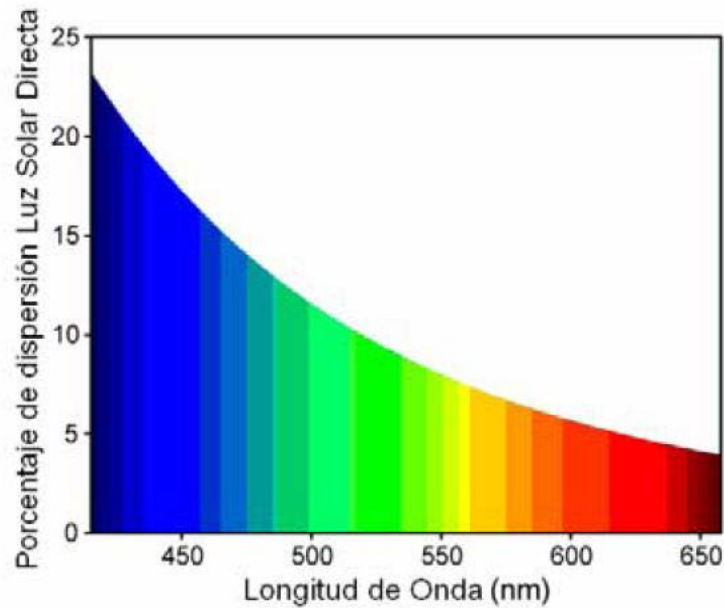


Figura 18. Dispersión de Rayleigh de partículas pequeñas para la luz visible, donde se aprecia que la λ azul se dispersa cuatro veces más que la λ roja. Tomado de Mirez, 2013.

De igual manera, la dependencia de la λ en la dispersión intraocular ha sido explicada por algunos autores. Coopen et al. 2006, utilizando el método de comparación de compensación para medir la dispersión intraocular en un rango de λ entre 457-625nm, encontraron que la dispersión intraocular dependía de la edad y sobre todo de la pigmentación del ojo (fig.19). La dependencia con la λ era casi perfecta en los ojos jóvenes muy pigmentados (sujetos negroides). En el resto de ojos claros caucásicos la dispersión disminuía a medida que aumentaba la λ , pero al llegar al rojo volvía a aumentar la dispersión, negando la dependencia con la λ . Un estudio que investigó el efecto de la edad en el grupo de sujetos mayores de 40 años la tendencia era más lineal indicando menor dependencia con la λ . [46] Esto puede ser debido a que a medida que aumenta la edad, las partículas de los componentes oculares podrían aumentar su tamaño, como ocurre cuando hay cataratas.

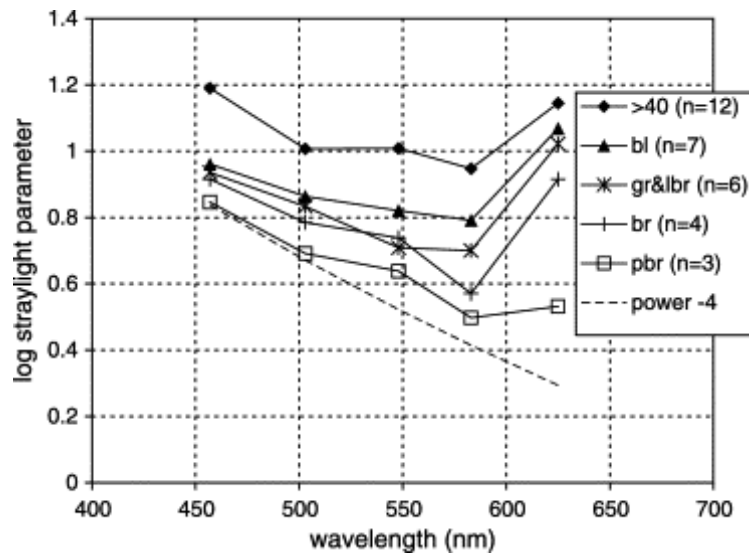


Figura 19. Promedios por grupos de la dispersión intraocular para un ángulo de 10° en 32 pacientes. Abreviaturas: >40, sujetos con edades mayores de 40 años; bl, ojos azules caucásicos; gr&lbr, ojos verdes y marrones claros caucásicos; br, ojos marrones caucásicos; pbr, ojos marrón oscuro negroides. La línea discontinua corresponde a la dispersión de Rayleigh de partículas pequeñas (λ^{-4}). Tomado de Coppens, 2006.[46]

Thaug y Sjöstrand en un estudio en cristalinios de donantes encontraron que para bajos niveles de dispersión de la luz se mostró una dependencia con la λ , pero al aumentar la dispersión de la luz no se presentaron diferencias con al λ . Esto es debido al aumento del tamaño de las zonas de discontinuidad óptica (difusores) cuando se forman las cataratas. Una limitación de este estudio fue que los cristalinios extirpados estaban fuera de sus condiciones ideales dentro del ojo.[47]

1.2.2.2. Aberración cromática

La aberración cromática es un tipo de aberración provocada por la imposibilidad para enfocar diferentes longitudes de onda de la luz en un único punto.[48]A nivel ocular, estos efectos cromáticos surgen por la dependencia de la λ con el índice de refracción de los medios oculares.[49] Esta aberración tiene dos componentes, la aberración cromática longitudinal (ACL) y la aberración cromática lateral o transversal (ACT) (fig.20).

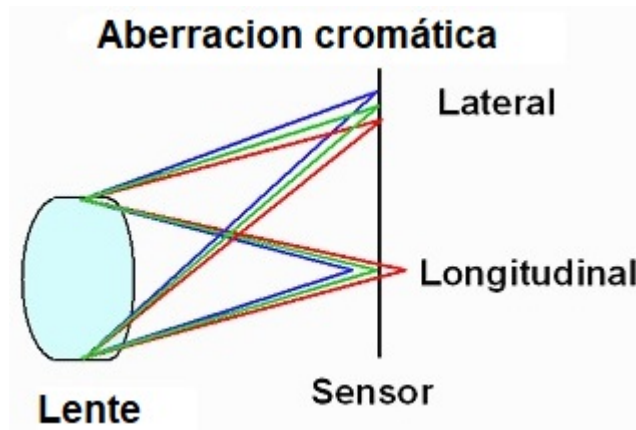


Figura 20. Esquema de la aberración cromática con sus dos componentes longitudinal (ACL) y lateral (ACT). Tomado de www.imatest.com.

La ACL está causada porque las λ de onda corta enfocan delante de λ más largas, produciendo una diferencia cromática de enfoque entre las distintas λ de la luz.[48, 50] La ACT está producida por las irregularidades ópticas, los desajustes entre los componentes oculares y la posición fuera del eje de la fóvea, dando como resultado un desplazamiento transversal de enfoque para las diferentes λ . [51]

De estos dos componentes, la ACL es la más importante creando como promedio hasta 1.75 dioptrías de desenfoque óptico dependiendo de la λ de la luz(fig.21).[52]

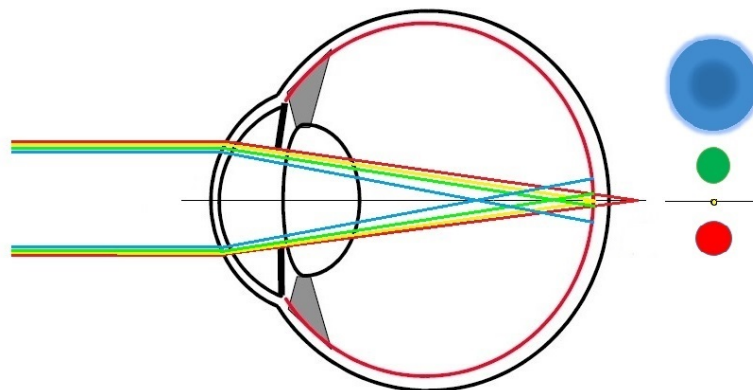


Figura 21. Figura magnificada de la aberración cromática longitudinal. Elaboración propia.

La relación entre la degradación de la imagen producida por la ACL y la λ no es lineal, puesto que las λ más cortas están significativamente más desenfocadas que las λ más largas. Por ejemplo, para un ojo enfocado a una λ de 550nm, la luz de 460nm sufre un desenfoque miópico de 1.25 D, mientras que la λ larga equivalente de 640nm solamente se desenfoca 0.50D por detrás de la retina.[48] Por lo que la imagen observada se percibirá con un círculo borroso como una neblina de color púrpura, alrededor del componente verde que está centrado en la retina (fig.22).[53]

El efecto de la aberración cromática en la calidad visual ha sido estudiada por numerosos investigadores. Campbell y Gubbisch evaluaron diferencias en la sensibilidad al contraste entre luz monocromática amarilla y luz blanca de banda espectralmente ancha, demostrando que la luz monocromática proporcionaba mejoras en la sensibilidad al contraste de hasta el 65% en las frecuencias espaciales intermedias.[54, 55] En otro estudio Bradley, evaluó los efectos de la aberración cromática concluyendo que la corrección de la aberración cromática tiene pequeños efectos en la función visual siendo equivalentes a 0.15D de desenfoque.[49, 56]

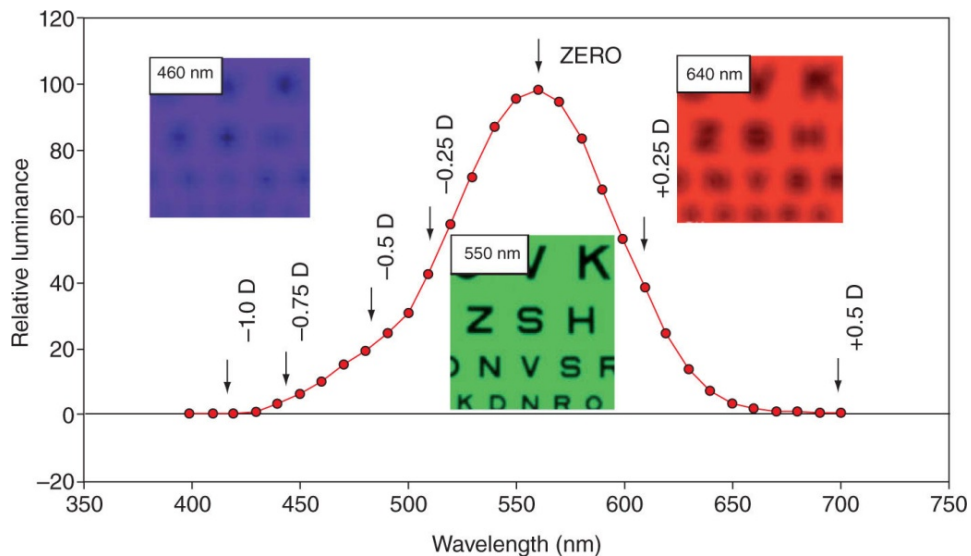


Figura 22. Ilustración del perfil de luminancia relativa y el efecto de la ACL a través de las distintas longitudes de onda. Mientras que el enfoque óptimo está entre 540-560nm, el desenfoque relativo es más pronunciado en el extremo azul del espectro, demostrando la no linealidad de las distintas longitudes de onda del espectro luminoso. Tomado de Thibos, 1991.[49]

1.2.3. Efecto del deslumbramiento en la función visual

El deslumbramiento (glare) es un fenómeno que provoca molestia, incomodidad o un empeoramiento de la función visual, y es producido por la presencia en el campo visual de una fuerte intensidad de luz, más elevada que la luminancia a la cual los ojos están adaptados.[57] La luz que produce deslumbramiento no contribuye a la formación de imágenes retinianas (fig.23).[58]

Este fenómeno, según las encuestas realizadas tanto a especialistas como a personas con discapacidad visual, ha demostrado ser la principal causa de los problemas de orientación y movilidad en pacientes con baja visión.[59]

Figura 23. Deslumbramiento debido al destello del flash de una cámara fotográfica. Este deslumbramiento podría tener un efecto molesto, y un efecto discapacitante debido a que la distorsión de la luz impediría ver lo que hay alrededor de dicha fuente de luz. Tomado de Arcimboldo, 2008.



Se considera que hay tres tipos distintos de deslumbramiento,[28, 60] que afectan de manera especial a los pacientes con RP y que son una de las causas principales tanto de síntomas como de reducción de la función visual:

- El deslumbramiento molesto (*discomfort glare*) es la sensación de molestia provocada en situaciones de luz brillante sin producir una disminución en la función visual.[61] La molestia podría deberse a un espasmo del esfínter del iris.[62] Hay enfermedades oculares que incrementan el deslumbramiento molesto, entre las que se encuentran algunas como la uveítis, aniridia, albinismo, DMAE, enfermedad de Stargardt, distrofia de conos y bastones, histoplasmosis, RP, distrofia corneal, desprendimiento de retina, retinopatía hipertensiva, retinopatía diabética, cataratas y ambliopía tóxica.[22, 63] El remedio al deslumbramiento molesto es simplemente la interposición de filtros solares para reducirlo o eliminarlo.[64]
- El deslumbramiento discapacitante (*disability glare, veiling glare*) es la reducción de la función visual debido a la presencia de una fuente de luz en algún lugar del campo visual que es dispersada por los medios oculares.[65] Rosenberg lo define como “una luz dispersa que interfiere en la resolución espacial porque es aleatoria y por lo tanto reduce el contraste entre figura/fondo en la imagen retiniana”. [58] Otros autores aclaran que la discapacidad por deslumbramiento es el resultado de la dispersión intraocular hacia adelante que reduce la AV y la SC.[40] Esta dispersión puede estar causada por pequeños cambios en el índice de refracción del cristalino,[61] distrofia corneal, iris translúcido (iritis, albinismo), opacidades vítreas y difusión de la luz a través de la esclerótica.[66, 67] Esta luz dispersada disminuye la visibilidad del objeto observado ya que forma un velo de luminosidad que reduce el contraste de la imagen enfocada en la retina y desatura los colores como si aparecieran lavados.[68, 69] La discapacidad por

deslumbramiento produce mayor alteración de la AV y la SC en condiciones mesópicas de iluminación, como es la conducción nocturna.[30]

- El deslumbramiento por adaptación a la luz (*dazzling glare*) se produce cuando una persona tiene una sensibilidad visual anormal a la intensidad de la luz ambiental, también llamado fotofobia (*photophobia*). Un paciente fotofóbico puede tener dificultades, que no son habituales, para adaptarse a los cambios bruscos de iluminación, y una lenta recuperación al deslumbramiento.[70] El deslumbramiento por adaptación a la luz reduce la visión debido a que, la fuente luminosa que produce el deslumbramiento, crea una post-imagen que produce un escotoma central que puede permanecer incluso cuando desaparece la fuente deslumbrante.[71] El deslumbramiento se debe al blanqueamiento de los fotopigmentos de los conos foveales, y es significativamente limitante tanto en enfermedades maculares como del nervio óptico como el glaucoma.[72] Este deslumbramiento se puede medir en clínica como el tiempo de recuperación al deslumbramiento (*photostress recovery time*).[73]

1.2.4. Efecto del halo en la función visual

De una forma simple, los halos visuales ocurren cuando un observador percibe círculos de luz en torno a fuentes luminosas, y especialmente por la noche (fig.24), resultando en una pérdida en la calidad visual, y, por tanto, en su discriminación visual.



Figura 24. Halos alrededor de las fuentes de luz, de menos a más severos. Tomado de Davis, de www.visionsurgeryrehab.org.

Dentro del término, que en esta Tesis Doctoral llamamos halo, está cualquier forma de distorsión luminosa de una fuente de luz, ya sea en una forma estrellada (*starburst*) o en forma de halo, debido a que es normal que se den de forma conjunta y sea muy difícil separarlas.



Figura 25. Distorsión de las luces que impide la discriminación visual de los objetos circundantes. Tomado de Lutkevich, 2012.[75]

Una persona que vea halos alrededor de una fuente luminosa podría tener dificultades para detectar detalles u otras luces que estén alrededor (fig.25). Como resultado de estos halos se reduce la discriminación visual de objetos cercanos a la fuente luminosa. Esto puede ser muy incapacitante en muchas situaciones y producir problemas en la funcionalidad de la persona afectada, incluso podría ser motivo de accidentes en situaciones como la conducción nocturna.[74]

1.3. Evaluación de la función visual

A continuación se describen las pruebas de la función visual que han sido utilizadas en esta Tesis Doctoral para valorar el efecto de unas lentes ópticas especiales en pacientes con RP.

1.3.1. Agudeza visual

La agudeza visual (AV) es la prueba más generalizada para medir la resolución espacial del sistema visual. Se puede definir como la capacidad de percibir y diferenciar dos estímulos separados por un ángulo determinado (α) (fig.26). El valor estándar de la AV es 1 minuto de arco ($1'$) para el Mínimo Ángulo de Resolución (MAR).

$$AV = \frac{1}{MAR}$$

Aunque normalmente se utilizan otras escalas para representar la AV, como la AV Decimal que es la inversa del mínimo ángulo de resolución. La escala decimal proporciona valores desde cero (no visión) hasta 1 (valor estándar), aunque hay personas que pueden tener valores superiores.

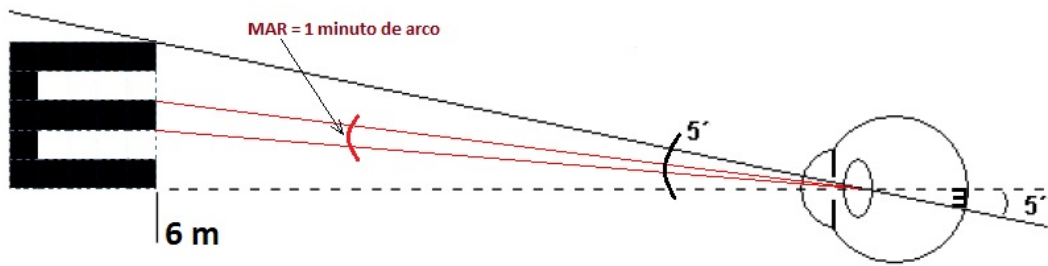


Figura 26. Mínimo ángulo de resolución (MAR) subtendido por la anchura de un trazo de la letra E de Snellen. Elaboración propia.

Para su medida, existe una gran variedad de test diferentes, creados para conocer los límites de discriminación de detalles o de reconocimiento de objetos. La mayoría de los optotipos son letras, números, símbolos o palabras. Uno de los más populares es el test de Snellen (fig.27). Se prefiere el uso de test de letras para la evaluación clínica de la AV porque:[76]

- Las letras permiten un examen rápido y fiable, ya que son familiares y fáciles de identificar por la mayoría de las personas.
- La AV de letras es sensible al efecto del error refractivo, anomalías de los medios transparentes como edema corneal, cataratas y enfermedades que afectan la región macular de la retina.
- La identificación de letras incluye una respuesta indicadora (nombrar la letra) que está menos influida por la adivinación que en el caso de tareas basadas en la simple detección.

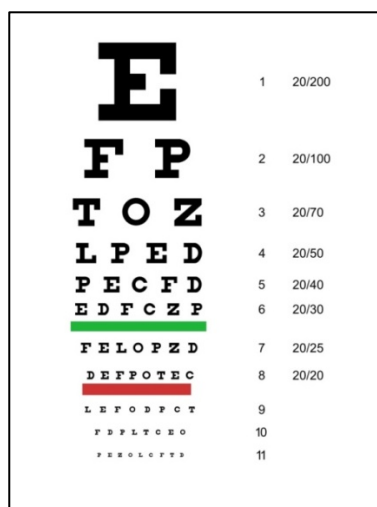


Figura 27. Test de agudeza visual de Snellen. Tomado de Jeff Dahl.

Normalmente la distancia de presentación de los optotipos, para medir la AV en visión lejana, es a 6 metros (m, unidad de distancia utilizada en Europa) o 20 pies (ft, unidad utilizada en Estados Unidos) que es considerado el infinito óptico, ya que el estímulo está lo suficientemente lejos para no estimular la acomodación. Para esa distancia una letra está formada por trazos de una anchura de 1.75 mm con una altura de 8.75 mm, ya que el tamaño de cada letra es cinco veces la anchura del trazo. A 6 m (20 ft) cada anchura de trazo de 1.75 mm corresponde a un MAR de 1'. Así, de este modo, se puede expresar la AV en la fracción de Snellen, donde el numerador representa la distancia del test (6 m o 20 ft) y el denominador es la distancia a la cual el tamaño más pequeño de letra visto por el observador subtende 5' de arco.

$$\frac{6}{6} = \frac{20}{20} = 1 \text{ decimal}$$

Los optotipos basados en la escala Snellen son los más utilizados presentándose, en un proyector o en un panel, unas líneas de letras de tamaño decreciente desde AV de 0.05 decimal (20/400) hasta 2 decimal (20/10).[77] La progresión del tamaño de los optotipos es aritmética. En casos de baja visión, esta prueba tiene una utilidad limitada por los siguientes motivos:

- Presenta pocas letras por debajo de 0.3 (20/67) y sólo una en 0.1 (20/200), lo que afecta a la precisión general y la medida exacta de la AV.
- La diferencia de tamaño entre líneas consecutivas no es constante.
- El espacio entre las letras y el interlineado no están relacionados con el tamaño de las letras.
- No permite evaluar de forma precisa agudezas visuales inferiores a 0.05.
- Existe dificultad para medir la AV a diferentes distancias.

Otro error importante al utilizar estas escalas de AV aritmética es que al hacer el promedio de una muestra se obtienen resultados incorrectos. Utilizando la fracción de Snellen el promedio real se subestima, y si promediamos las agudezas visuales decimales, obtendríamos valores sobrestimados de AV. La manera más fácil de computar la agudeza visual promedio requiere una transformación en unidades logMAR (logaritmo decimal del mínimo ángulo de resolución) y luego hacer el promedio de los valores logMAR. [78, 79]



Por todo esto, cuando se necesita precisión en la evaluación de la AV, se utilizan escalas de agudeza logMAR de Bailey-Lovie (fig.28). [80] Hay bastantes estudios sobre las ventajas de utilizar la escala de la agudeza logMAR y el desarrollo de las escalas de Bailey-Lovie. [81-87]

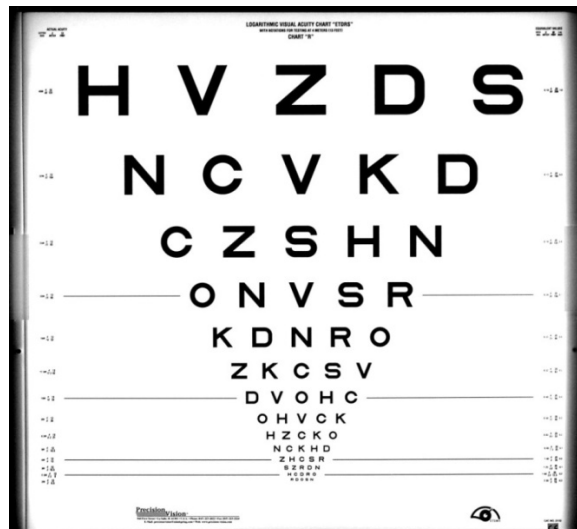


Figura 28. Test ETDRS según la escala logMAR de Bailey-Lovie. Elaboración propia.

Entre las ventajas de este test se pueden destacar:[88]

- Espaciado entre líneas y letras equivalentes en toda la escala (fig.28). El espaciado entre cada letra y cada fila depende de la anchura y la altura de las letras, respectivamente.
- Incremento constante de tamaño entre líneas sucesivas, de 1.25 aumentos (o 0.1 unidades logarítmicas).
- Todas las letras son igualmente legibles.

- Hay cinco letras para identificar en cada línea.
- La puntuación final logMAR tiene en cuenta todas las letras que se han leído con éxito.
- Permite sencillas conversiones para su uso a diferentes distancias.

Con los optotipos de escala logarítmica de Bailey-Lovie se consigue la máxima estandarización, por eso son considerados el gold standard en la medida de la AV,[80]y han sido los optotipos utilizados para la medida de la agudeza visual en esta Tesis Doctoral.

En la siguiente tabla se presentan las equivalencias entre las formas más frecuentes de expresar la AV:

Tabla 3. Equivalencia de los valores de la AV de lejos.[79]

AGUDEZAS VISUALES CORRESPONDIENTES					
Línea No.	Snellen		Decimal	Ángulo Visual	LogMAR*
	Pies	Metros		Minutos	
-3	20/10	6/3	2.00	0.50	-0.30
-2	20/12.5	6/3.75	1.60	0.63	-0.20
-1	20/16	6/4.8	1.25	0.80	-0.10
0	20/20	6/6	1.00	1.00	0.00
1	20/25	6/7.5	0.80	1.25	+0.10
2	20/32	6/6.4	0.63	1.60	+0.20
3	20/40	6/12	0.50	2.00	+0.30
4	20/50	6/15	0.40	2.50	+0.40
5	20/63	6/18.9	0.32	3.15	+0.50
6	20/80	6/24	0.25	4.00	+0.60
7	20/100	6/30	0.20	5.00	+0.70
8	20/125	6/37.5	0.16	6.25	+0.80
9	20/160	6/48	0.13	8.00	+0.90
10	20/200	6/60	0.10	10.00	+1.00
11	20/250	6/75	0.08	12.50	+1.10
12	20/320	6/96	0.06	16.00	+1.20
13	20/400	6/120	0.05	20.00	+1.30
20	20/2000§	6/600	0.01	100.00	+2.00
30	20/20000¶	6/6000	0.001	1000.00	+3.00

* Log del ángulo de mínima resolución
 § 20/2000 = cuenta dedos a 2 pies
 ¶ 20/20000 = movimiento de manos a 2 pies

Es importante considerar que la AV no es solo el resultado de un ajuste óptico adecuado de las diferentes estructuras oculares (córnea, cristalino, retina y otros), sino que depende del estado de la vía óptica y del estado de la corteza visual. Por tanto, la visión es un proceso más amplio que el valor de AV por el cual se percibe e integra la información que llega a través de las vías visuales, analizándola y comparándola con otras imágenes o experiencias previas.[89] Existen

muchos factores que pueden influir, en mayor o menor grado, en la medida de la AV, principalmente en baja visión (tabla 4).

Tabla 4. Factores que afectan a la medida de la agudeza visual.[77]

Factores que afectan a la medida de la AV			
Físicos	Ópticos	Neurales	Subjetivos
Iluminación Contraste Tiempo de exposición Composición espectral Distancia y diseño de los optotipos	Desenfoque Diámetro pupilar Acomodación Condición de campo	Excentricidad retiniana Distribución retiniana de los fotorreceptores	Estado de ánimo Cansancio Motivación Entrenamiento Experiencias previas Enfermedades o ingesta de medicamentos

La AV se ve influenciada por las condiciones de luz del entorno. La AV decrece a medida que disminuye la iluminación (fig.29), manifestándose en mayor grado cuando existen enfermedades oculares. En condiciones fotópicas de iluminación a partir de 10cd/m^2 el crecimiento de la AV es muy lento, alcanzándose su máximo valor y manteniéndose prácticamente constante a partir de 100cd/m^2 . [90, 91] Con valores inferiores a 0.04cd/m^2 , considerados escotópicos, la AV se mantiene constante, pero muy baja. Sin embargo, el tramo donde más varía la AV es el que corresponde al intervalo entre $0.05 - 5\text{cd/m}^2$, también llamado condiciones mesópicas, que es en el que se desenvuelven las condiciones nocturnas de iluminación. [91]

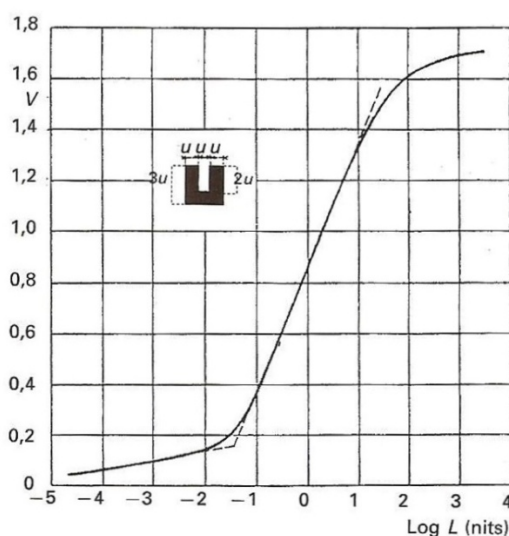


Figura 29. Variación de la AV en función de la luminancia. En el eje de ordenadas se representa la AV en escala decimal, y en el eje de abscisas se representa la Luminancia en nits, donde $1\text{ nit} = 1\text{cd/m}^2$. Tomado de König-Hecht, 1972.

1.3.2. Sensibilidad al Contraste

La sensibilidad al contraste (SC) de una forma muy simple, se puede definir como la capacidad del sistema visual para distinguir entre un objeto y el fondo. [77] Clínicamente la AV se mide con test de contraste entre el texto y el fondo máximo (próximo al 100%). Esta variable, aun siendo importante no es la única que debe valorarse para conocer la función visual de la persona, ya que en la vida diaria el entorno a visualizar contiene contrastes bajos y variables. Debido a esto, conocer la AV sólo representa una parte de la visión funcional del sujeto, no permitiendo conocer como varía la función visual en situaciones donde los contrastes son más reales.[20] Diversos estudios han demostrado que la SC es de suma importancia en la detección de objetos de bajo contraste en movimiento,[92] en la conducción,[93] en trabajos con ordenador, en el estudio,[94] y para la realización de actividades de la vida diaria.[95] Además la determinación de la SC predice mucho mejor la eficacia del sistema visual en condiciones de bajo contraste, como son la iluminación mesópica o el deslumbramiento.[96]

Cuando un paciente con una AV ligeramente disminuida manifiesta quejas visuales no atribuibles a la compensación óptica, es muy importante obtener la medida de la SC para averiguar si son debidas a alguna alteración visual.[97-99]

La realización de una prueba de SC es muy útil en la detección, evaluación y seguimiento de una variedad de enfermedades oculares como la DMAE,[92, 100] el glaucoma,[101] la retinopatía diabética,[102] la retinosis pigmentaria,[103] la esclerosis múltiple,[104, 105] la enfermedad de Parkinson,[106] las cataratas,[107] para la evaluación de lentes intraoculares,[108, 109] en la cirugía refractiva,[110] así como en la adaptación de lentes de contacto.[111, 112]

Por todo ello, se pueden usar distintos métodos para intentar obtener más información de la variación de la función visual cuando cambia el contraste. Fundamentalmente se usan dos tipos de pruebas para medir la SC que son los test de “rejillas” y de letras. Entre los test de rejillas se encuentra el CSV 1000 (VectorVision, Inc. Dayton, OH) que mide la función de sensibilidad al contraste (FSC), y entre los test de letras se encuentran la prueba de Pelli-Robson (VectorVision, Inc. Dayton, OH). Algunos investigadores creen que las pruebas de “rejillas” son más completas a las pruebas con letras.[93] Sin embargo, los valores basados en estos dos conjuntos de pruebas son diferentes y no son intercambiables.[113]

1.3.2.1. Test de redes de onda sinusoidales para la medida de la Función de Sensibilidad al Contraste

La función de la sensibilidad al contraste (FSC) representa la medida psicofísica de la sensibilidad del sistema visual a los cambios de luminancia espacial para la detección de distribuciones sinusoidales.[114, 115] Las rejillas o redes de ondas sinusoidales son un conjunto de barras luminosas y oscuras cuyos perfiles de luminancia tienen la forma de una función matemática seno (fig.30).

El contraste generado por dichas “rejillas” se puede calcular aplicando la fórmula de Michelson, que se define como:

Donde:

$$\text{Contraste de Michelson} = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$$

L_{max} = zona luminosa o de máxima luminancia.
 L_{min} = zona oscura o de mínima luminancia.

El contraste de Michelson es una cantidad sin unidades, y varía entre 0 (ausencia de contraste) y 1 (máximo contraste entre el estímulo y el fondo), o entre un 0% y un 100%.[116]

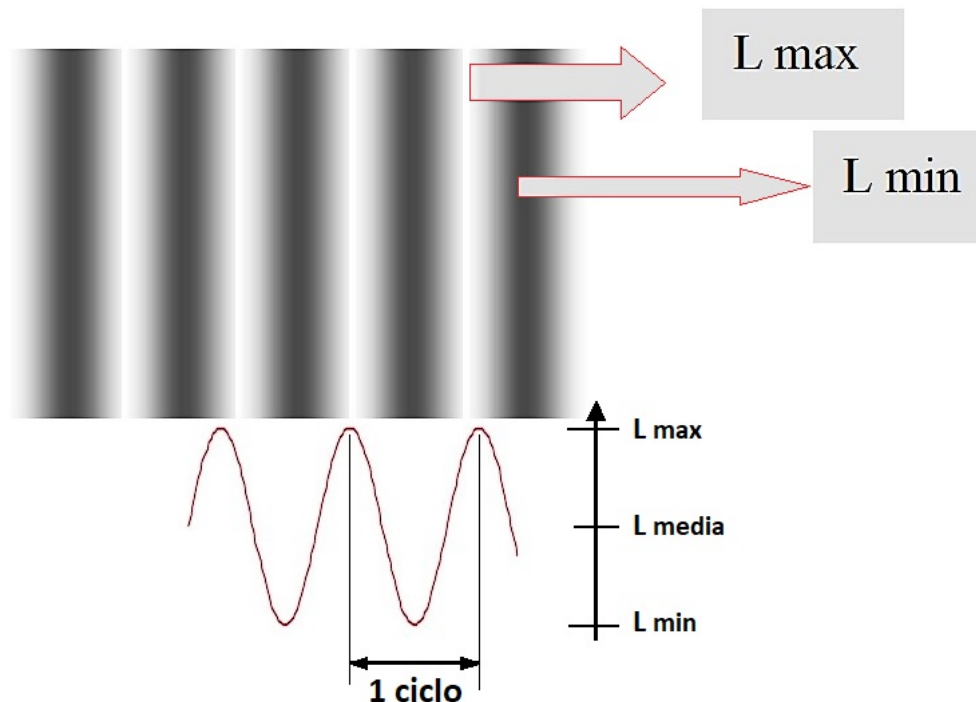


Figura 30. Modelo de red sinusoidal. Tomado de Pérez Carrasco, 2007.

Una pareja de bandas clara y oscura forma un **ciclo** (o periodo espacial de la red), y es la distancia entre dos máximos o mínimos en el perfil de luminancia (fig.30).

La frecuencia espacial es el número de ciclos completos de alternancias luminosas por grado de ángulo visual, midiéndose en ciclos/grado (cpg).

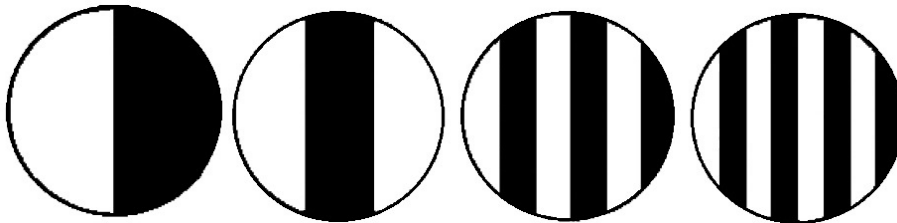
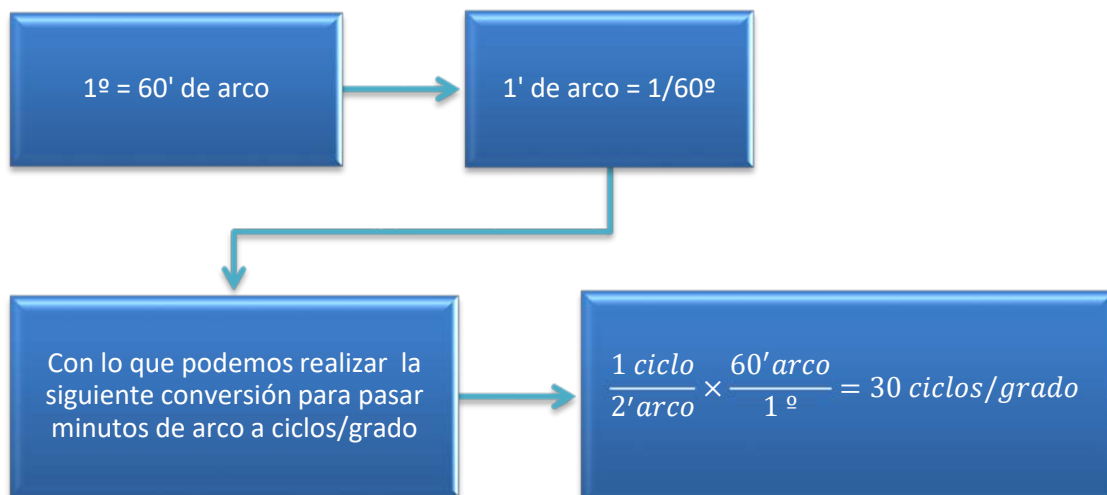


Figura 31. Grosor de la rejilla, que se describe por su frecuencia espacial en ciclos/grado (cpg). Tomado de Martín, 2010.

Una frecuencia espacial será alta cuando, en un grado se encuentran un gran número de bandas y la red es delgada. A medida que se va ensanchando la red, en un grado se presentan menos bandas y por lo tanto la frecuencia espacial va disminuyendo (fig.31).[117]

En esencia, la medida de la AV es una determinación de la frecuencia espacial más alta, representando el punto de corte en el eje de abscisas de la FSC (fig.32).[118] Una AV de unidad se corresponde con una frecuencia espacial alta de 30 cpg, que significa una anchura de una franja de un minuto de arco (1' arco). Esto se puede apreciar en la E de Snellen representada en la figura 26, considerando los trazos de la letra E como si fueran barras de una red espacial. En un paciente que vea "unidad", cada barra (o espacio entre barras) subtiende 1' de arco, por lo que el conjunto de barra y espacio de la red (1 ciclo) subtiende 2' de arco. Ahora bien, como las frecuencias espaciales se expresan normalmente en cpg de ángulo visual, tenemos que:



Es decir, la AV unidad se corresponde con una frecuencia espacial de 30 cpg. La fórmula más usada para pasar de ciclos/grado a MAR o viceversa, es la siguiente:

$$MAR = \frac{30}{\text{ciclos/grado}}$$

Para obtener la curva de la FSC, el procedimiento consiste en ir reduciendo el contraste de una red sinusoidal, manteniendo su luminancia media constante, obteniendo su valor umbral cuando no se distinguen redes. *La inversa de este nivel de contraste es la sensibilidad al contraste (SC)*. La medida se repite para diferentes frecuencias espaciales de redes sinusoidales obteniendo así una FSC.

La distribución de la FSC espacial humana en condiciones fotópicas tiene forma de U invertida (fig.32). Es la de una función de paso de banda que asigna valores máximos de sensibilidad al contraste (2.3 unidades logarítmicas) a frecuencias intermedias entre 2 y 6 ciclos/grado. Por otra parte, se produce un descenso gradual de la sensibilidad al contraste en las frecuencias bajas y una disminución más rápida en las frecuencias altas.[119, 120]

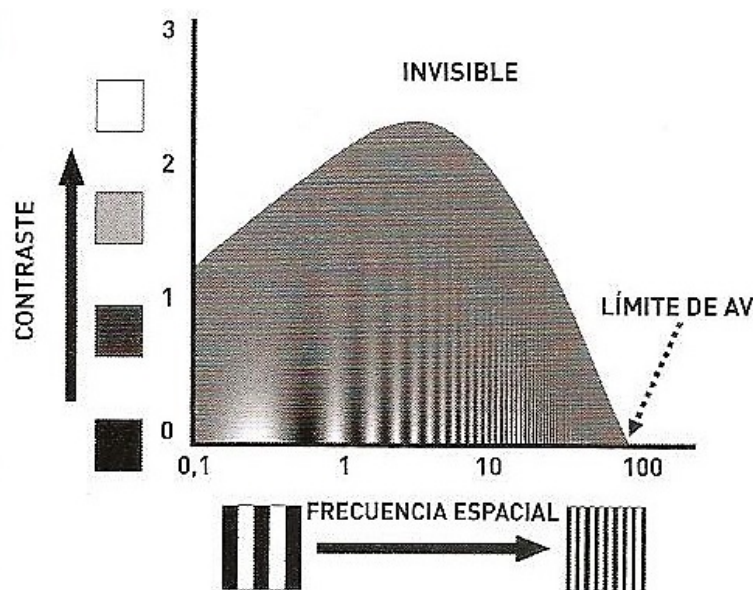


Figura 32. Representación típica de la FSC fotópica. En el eje de abscisas aumenta la frecuencia espacial (cpg) hacia la derecha, con lo que se puede deducir la AV en la intersección de la gráfica con el punto para el máximo contraste. En el eje de ordenadas disminuye el contraste de forma ascendente (expuesto el log de la SC). Tomado Coco, 2015.[77]

Las frecuencias más altas corresponden a los detalles más finos. En el caso del desenfoque, debido a los errores refractivos no corregidos, se disminuye el punto de corte de las frecuencias

espaciales, con la consiguiente pérdida del detalle de las imágenes. En los pacientes con baja visión, las pérdidas en frecuencias espaciales altas están relacionadas con problemas en la velocidad de lectura y escritura.[77] Las frecuencias espaciales más bajas (inferiores a 0,5 cpd) se relacionan con la detección de objetos grandes y debido a su pérdida se manifiestan mayores problemas de movilidad.[95] Por su parte, la detección de frecuencias espaciales medias (de 2 a 6 ciclos/grado) favorece el reconocimiento de un objeto y la identificación de sus partes.[121]

La FSC espacial disminuye a medida que la luminancia retiniana media de la red se reduce (fig.33). El máximo de la sensibilidad al contraste se desplaza hacia las frecuencias espaciales más bajas, siendo la reducción de sensibilidad más pronunciada en las frecuencias espaciales altas.[122]

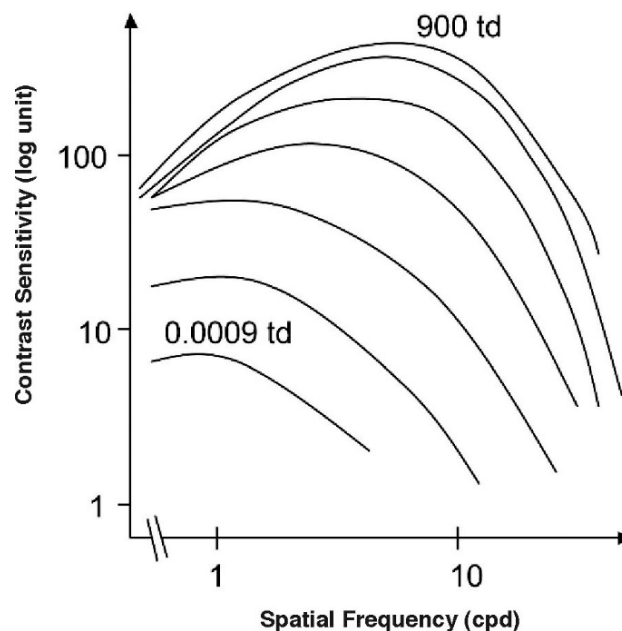


Figura 33. FSC espacial medida a diferentes niveles de luminancia media retiniana. En pasos logarítmicos desde un nivel bajo de 0.0009 Troland (Td) hasta un nivel alto de 900 Td. Tomado de Díez-Ajenjo, 2010.

De los defectos refractivos, las ametropías esféricas reducen la sensibilidad al contraste proporcionalmente a la frecuencia espacial, con un mínimo efecto en las frecuencias espaciales bajas, una moderada reducción en las medias y un mayor descenso en las frecuencias espaciales altas.[114, 123] Incluso en niveles pequeños de error refractivo (0.50 D) se pueden producir pérdidas significativas, demostrando que es importante compensar incluso los errores pequeños para evitar confundir con pérdidas incorrectas atribuidas a la retina o a causas patológicas neuronales. Incluso los astigmatismos pueden provocar pérdidas en la FSC al producirse diplopía monocular.[124-127]

La edad también es otro factor importante ya que se produce un descenso de la SC en las frecuencias espaciales medias y altas a medida que progresa la edad, tanto en condiciones fotópicas,[128] como en condiciones de iluminación mesópicas.[91]

1.3.2.2. Test de Pelli-Robson

EL test de Pelli-Robson es una prueba ampliamente usada por su sencillez y rapidez. Consiste en ocho líneas de letras (tipo Sloan) todas de igual tamaño, subtendiendo un ángulo de 3º desde la distancia de 1 m.[138, 139] En cada línea del test hay 2 grupos de 3 letras con el mismo contraste. En el test se va reduciendo el contraste entre cada grupo de 3 letras en 0.15 unidades logarítmicas (fig.34).[140]

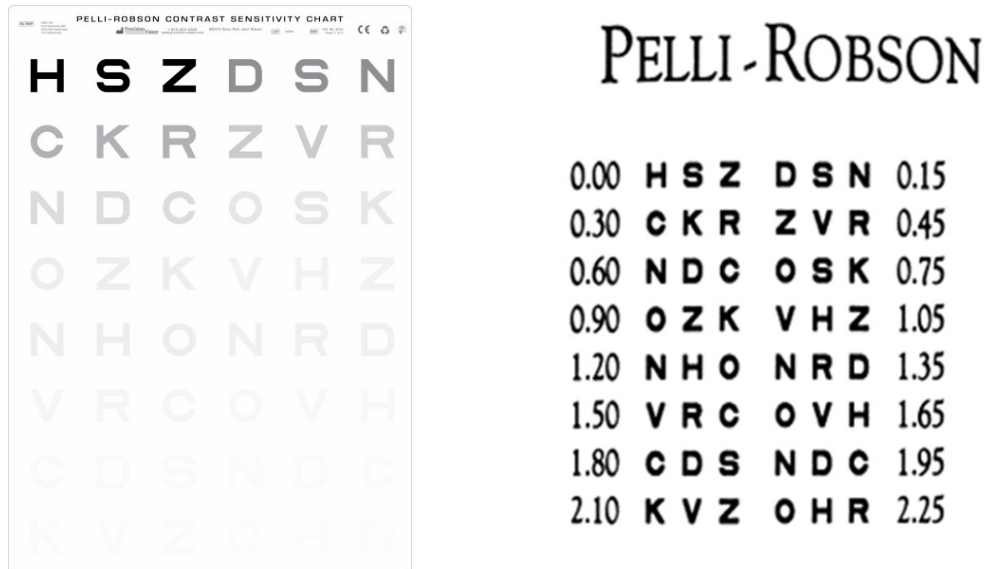


Figura 34. Test de Pelli-Robson (a la izquierda) y hoja de resultados (a la derecha). Tomado del fabricante.

De una forma muy sencilla se puede pasar de unidades logarítmica (Ud. Log.) a porcentaje de contraste. Para ello primero se calcula el antilogaritmo de la SC. Luego se realiza la inversa de la SC para obtener el contraste, y por último se multiplica por cien para dar el resultado en porcentaje. Podemos ver estos datos en la [tabla 5](#). La fórmula simplificada sería:

$$\text{Contraste}_{\%} = 100 \times 10^{-Ud.Log.}$$

Tabla 5. Conversión de valores de sensibilidad al contraste y umbral de contraste para todos los datos del test de Pelli-Robson.

Test de Pelli-Robson	Sensibilidad al contraste (SC)		Umbral de contraste	
	Log SC	SC	Valor (0 – 1)	%
	0.00	1	1	100
	0.15	1.41	0.708	70.8
	0.30	2.00	0.501	50.1
	0.45	2.82	0.355	35.5
	0.60	4.00	0.251	25.1
	0.75	5.62	0.178	17.8
	0.90	7.94	0.126	12.6
	1.05	11.22	0.089	8.9
	1.20	15.85	0.063	6.3
	1.35	22.39	0.045	4.5
	1.50	31.62	0.032	3.2
	1.65	44.67	0.022	2.2
	1.80	63.10	0.016	1.6
	1.95	89.13	0.011	1.1
	2.10	125.90	0.008	0.8
	2.25	177.83	0.006	0.6

En esta prueba el contraste varía desde el 100% en el extremo superior izquierdo hasta un 0,6% en el extremo inferior derecho (fig.34 izquierda). El test de Pelli-Robson mide la SC para frecuencias espaciales entre 0,5 y 2 cpg (bajas e intermedias) a la distancia de 1 m.[138, 141] Para poder medir la SC más cerca del máximo de la FSC, algunos autores como Woods y Wood,[123] sugieren realizar la medida a 3 o 4 m de distancia, donde la frecuencia espacial es de 3 o 4 cpg.[142]

El límite de normalidad para el test de Pelli-Robson en pacientes mayores de 50 años se establece en 1.50 Ud. Log y 1.65 Ud. Log para pacientes entre 20 y 50 años.[113]

1.3.3. Agudeza visual de bajo contraste

Los test de AV de bajo contraste se utilizan como una medida para indicar cambios que afectan a la SC.[129, 130] Son una forma rápida de detectar enfermedades oculares.[131-133]

Un sujeto que tiene su refracción correcta presenta su AV máxima cuando el contraste es alto, pero a medida que el contraste de las letras disminuye, su AV también se va reduciendo. Esto se puede observar en la figura 35, donde la AV es buena y se mantiene estable cuando baja el contraste, pero se ve fuertemente afectada a partir del 20% del contraste. En valores inferiores, la AV logMAR aumenta progresivamente a medida que el contraste continúa decayendo.[134]

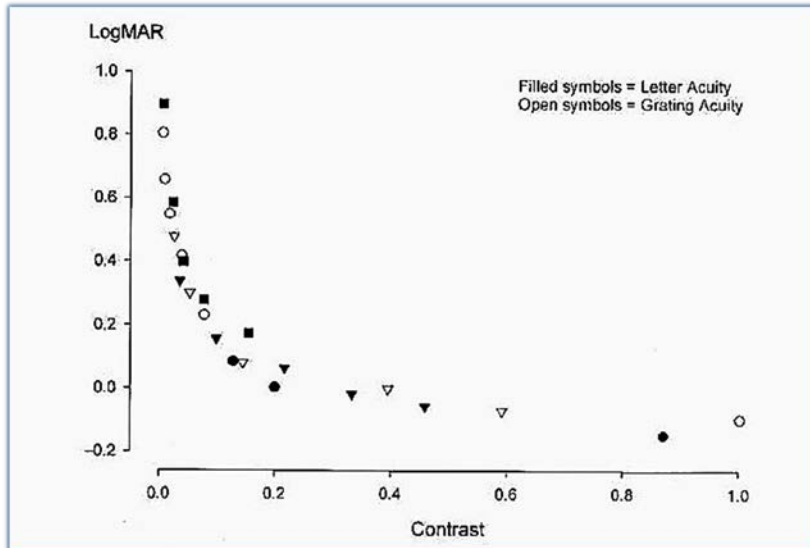


Figura 35. Efecto del contraste en la agudeza visual. Tomado de Pérez Carrasco, 2007.

El contraste de los test de letras, según Russell L. Woods et al.,[123] se define con la fórmula del contraste de Weber como:

$$C_{letras} = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max}}$$

Para relacionar la AV de bajo contraste y la SC se puede observar la [figura 36](#), en donde las líneas de letras horizontales tienen el mismo contraste pero su tamaño va disminuyendo hacia la derecha (aumentando la frecuencia espacial). El optotipo “E” remarcado en la parte inferior del gráfico tiene un contraste del 100%, mientras que el remarcado en la parte superior tiene un contraste del 10%. Esto representaría una medida de AV para un contraste fijo. Las columnas de letras verticales tienen el mismo tamaño (misma frecuencia espacial) con disminución de contraste conforme se progresa hacia arriba. Este hecho representa una medida de SC para una frecuencia espacial fija. La columna remarcada en vertical representa el test de Pelli-Robson. Y finalmente la curva gruesa, que envuelve a los optotipos de letras, muestra el límite de la FSC espacial humana.[120]

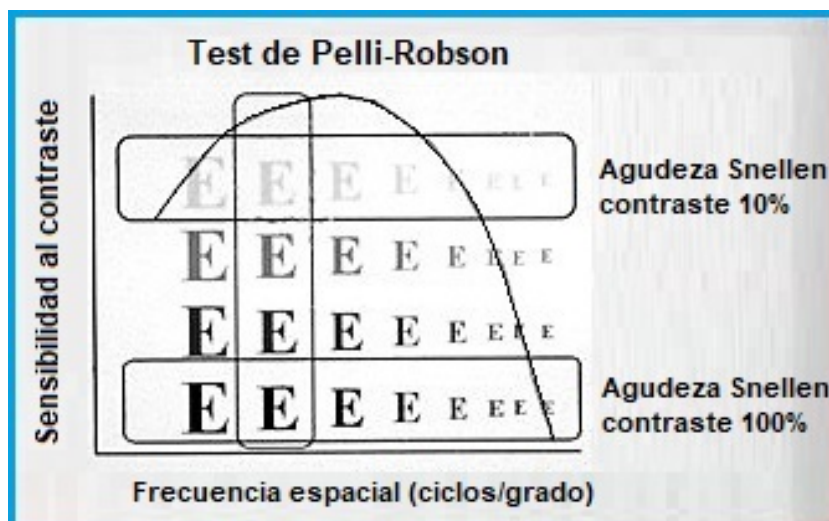


Figura 36. Relación de la AV de alto y bajo contraste con la función de sensibilidad al contraste (FSC). Tomado de www.ssc.education.ed.ac.uk

Con el valor de la AV de alto y bajo contraste se obtiene la pendiente de la porción derecha de la FSC, y por tanto es un indicador de los cambios de la SC en las frecuencias espaciales medias y altas (fig.37).

Con la edad, se produce un ligero aumento en la diferencia de la AV de bajo y alto contraste, desde aproximadamente 0.21 logMAR a los 30 años hasta un empeoramiento de 0.24 logMAR a los 60 años.[130, 135] En algunas enfermedades oculares aun manteniéndose normal la AV, puede haber una disminución de la AV de bajo contraste, lo que sería indicativo de progresión de la patología (fig.37).[136]

Cuando una medida normal de una AV (de alto contraste) se encuentra reducida, una forma de tener una información más amplia de la función visual es hacer un examen de SC en frecuencias espaciales bajas y medias o tomar la medida de la AV con un test de bajo contraste. Si se produce una reducción de la función visual con el contraste, la persona puede padecer dificultades de orientación y movilidad, especialmente en situaciones de menor iluminación donde el contraste se encuentra reducido (como el atardecer o un día lluvioso),[20] además de dificultarse todas las actividades de la vida diaria.[95] El especialista, una vez realizadas las medidas de la SC tiene más datos para aconsejar a la persona con discapacidad visual cómo puede reducir estas dificultades.[137]

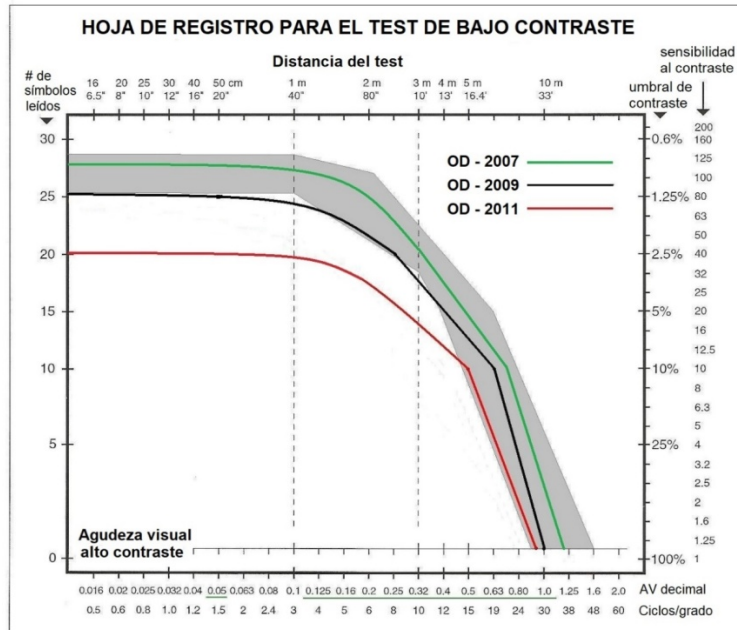


Figura 37. Resultado de las medidas de la AV con distintos contrastes realizado en el seguimiento de una paciente de 78 años con DMAE. Los contrastes utilizados para medir la AV fueron 100%, 10%, 2,5% y 1,25%. La paciente fue evaluada en los años 2007, 2009 y 2011. Tomado de Maza., 2013.[136]

1.3.4. Estereopsis

La estereopsis se define como la percepción visual binocular del espacio tridimensional basado en la disparidad binocular.[15] Es decir que, una vez conseguida la fusión, la estereopsis consiste en que el cerebro sea capaz de formar una visión tridimensional a partir de dos imágenes ligeramente distintas. A partir de esta fusión de las imágenes, existen distintos grados de visión tridimensional o estereoagudeza. Por lo tanto, la estereoagudeza corresponde al nivel más alto de la visión binocular (fig.38).[143]

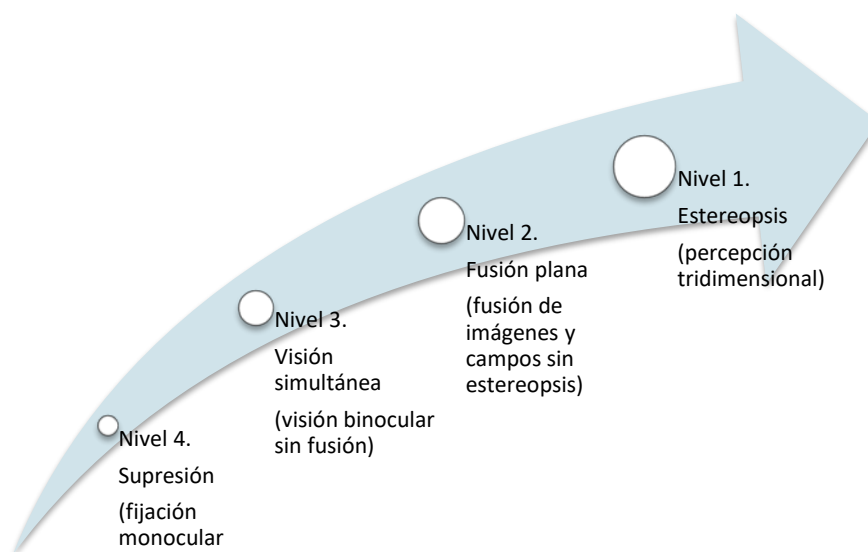


Figura 38. Niveles de binocularidad de menor a mayor. Basado en Martín, 2010.[143]

La distancia entre los dos ojos hace que las imágenes obtenidas por cada uno de ellos al enfocar el mismo objeto no sean idénticas (fig.39), denominando a este fenómeno disparidad retiniana, y produciendo mínimos desplazamientos dentro del área de Panum.[144] Para que esta integración sea posible, es imprescindible que la agudeza visual de ambos ojos sea muy similar, que los ojos estén correctamente alineados y que no haya una disparidad excesivamente grande en el tamaño de las imágenes retinianas.[145]

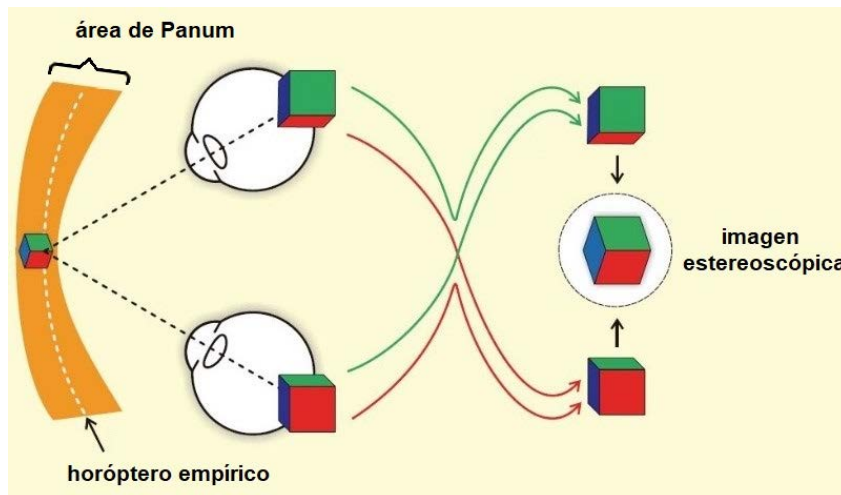


Figura 39. Estereopsis producida por la disparidad retiniana. Dentro del área de Panum, cada ojo obtiene una imagen ligeramente diferente del cubo. El córtex visual completa la información generando una imagen estereoscópica. Tomado de Martín, 2010.

En distancia lejana, superior a 6 m, se puede obtener una cierta información de la profundidad de los objetos sin tener estereopsis. Esta información básica de profundidad es importante para calcular la distancia de los objetos y se consigue a través de pistas monoculares.[146]

La estereoagudeza se mide en segundos de arco (") y para ello se utilizan diferentes test. No existe una prueba estandarizada como en el caso de la AV, ni se dispone de resultados en poblaciones grandes. En general, en clínica se considera normal una agudeza estereoscópica de 40" de arco.[23, 146]

Los estereotest se clasifican en tres grandes grupos (fig.40), que son los estereogramas de forma local,[147] de forma global,[148] y los de profundidad real.[149, 150]



Figura 40. Clasificación de los grupos de test estereogramas. Basado en Aguirre Vila-Coro, 2013.[151]

La luminancia es un factor que influye en la estereoagudeza, siendo mejor en condiciones fotópicas y reduciéndose en condiciones mesópicas y escotópicas.[152-154] En la figura 41, la estereoagudeza se mantiene prácticamente constante a partir de un nivel de luminancia de aproximadamente 10 mililamberts (1 mililambert = 3,183 cd/m²).[144]

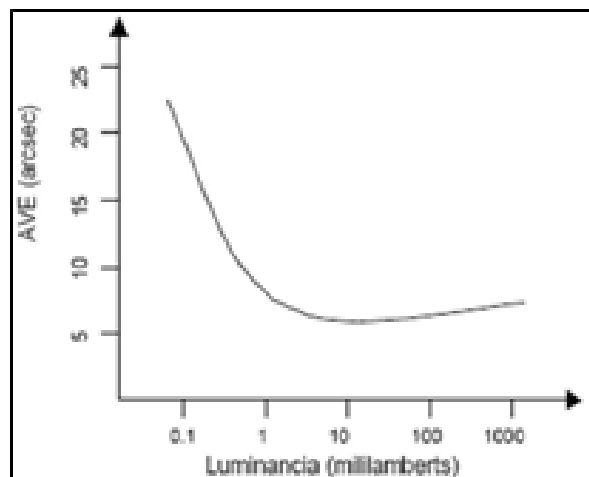


Figura 41. Variación de la estereoagudeza con la luminancia. En ordenadas se representa la estereoagudeza en segundos de arco y en abscisas la luminancia en mililamberts. Tomado de Aguirre Vila-Coro, 2013.

También es importante que la luminancia media sea igual en los dos ojos. Aunque en la visión cotidiana debido a una iluminación desigual a menudo la luminancia no es igual para cada ojo dando lugar a una estereoaquudeza deficiente.[155] Este hecho se puede apreciar en el experimento representado en la [figura 42](#) donde se redujo la luminosidad utilizando distintos filtros de densidad neutra (DN). La reducción de la estereoaquudeza fue mayor si sólo se colocaba el filtro de DN en el ojo izquierdo (línea azul) que cuando se colocaba de forma binocular (línea roja).[155]

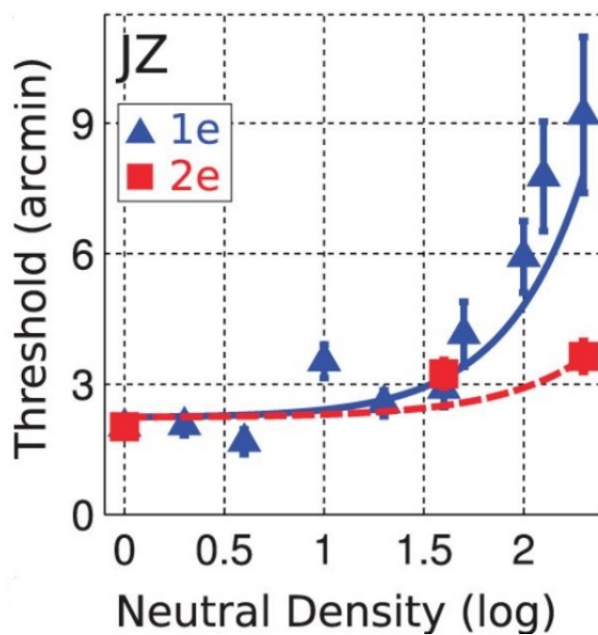


Figura 42. Estereoaquudeza para el sujeto JZ disminuyendo la luminosidad a través de distintos filtros de densidad neutra de forma binocular (rojo) y sólo en el ojo izquierdo (azul). Tomado de Reynaud, 2013.[155]

1.3.5. Halometría: Distorsión luminosa ocular

La percepción de halos alrededor de una luz provoca una degradación de la imagen en la retina. Esta distorsión luminosa de la fuente de luz es mayor en condiciones nocturnas de iluminación donde los halos reducen considerablemente la capacidad de discriminación de la escena visual.

Debido a la importancia y utilidad de medir la distorsión luminosa ocular, a lo largo del tiempo se han venido utilizando distintos métodos, los cuales han ido evolucionando hasta nuestros días. Una de las primeras descripciones de medida fue dada en 1637 por René Descartes ([fig.43](#)), en la que explicaba que *“la causa de los halos alrededor de las luces no está en el aire sino en el ojo que las mira”*. [156, 157]

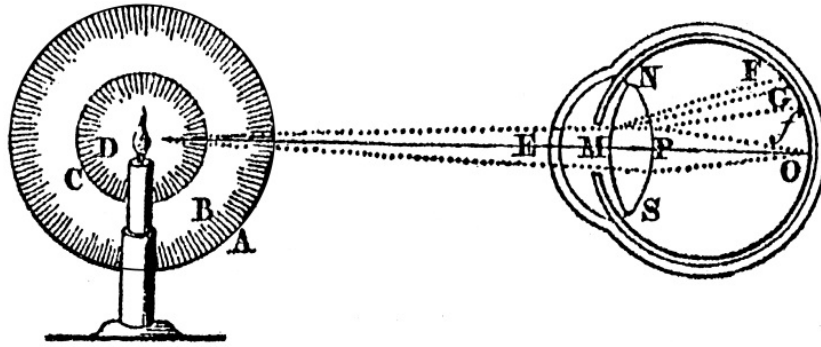


Figura 43. Descripción del halo, de la llama de una vela, producido por la dispersión dentro del ojo. Ilustración de Descartes, 1637.[156]

Los primeros intentos de medir el halo fueron muy primitivos, utilizando una vela, una tira de catón y un lápiz, pero fueron muy poco satisfactorios. En 1924 Elliot, en un intento de evitar esos métodos, construyó un aparato para medir los halos de las luces, al cual llamó halómetro (fig.44). Esta prueba la realizaba en la oscuridad y a una distancia de 100 pulgadas. Para evitar los cálculos matemáticos y obtener una medición lo más rápida posible, deslizaba manualmente un indicador en la barra A para ver la medida, del radio del círculo del halo, en la barra AA. A pesar de que este instrumento sólo lo tuvo en su consulta varios meses, le resultó muy satisfactorio ya que le aportó valiosas indicaciones clínicas.[158]

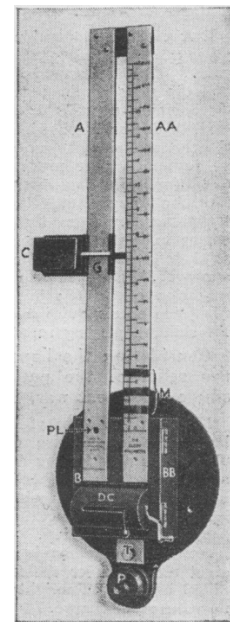


Figura 44. Halómetro descrito por Elliot en 1924.

Sin embargo, años más tarde fue cuando se empezaron a utilizar las primeras valoraciones de la distorsión luminosa ocular, basadas en métodos subjetivos. Tenían bastantes limitaciones debido a su baja reproducibilidad e imposibilidad de cuantificar la degradación de la imagen. Entre estos métodos se encuentra el sistema Night Vision Recording Chart, consistente en que el paciente reproduzca, en una hoja de papel que tiene una rejilla de Amsler, lo que ve tras observar en una habitación oscura un pequeño disco luminoso proyectado en una pantalla.[159] Posteriormente, se desarrollaron métodos objetivos que permitían obtener una medida cuantitativa de la distorsión luminosa en tamaño y forma.[160] Uno de los sistemas más conocidos es el sistema Starlights (NovoSalud, Valencia, España). Sin embargo, el principal inconveniente de este dispositivo es su elevado coste y baja disponibilidad en el mercado. Basado en este sistema surgió el software gratuito Halo 1.0 (Laboratory of VisionSciences and

Applications, University of Granada, Spain) que ha sido validado y utilizado por varios investigadores para analizar diferencias en la distorsión luminosa producida por diversas condiciones oculares (fig.45).[160, 161]

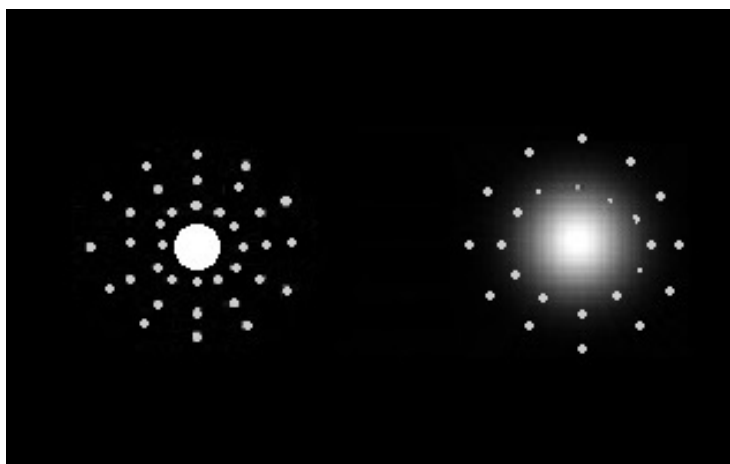


Figura 45. Imagen del total de puntos luminosos presentados, alrededor de una fuente de luz, en el test Halo 1.0 (izquierda), y una simulación de los puntos discriminados que no han sido tapados por el halo (derecha). Elaboración propia.

Diversos estudios han sido realizados para determinar cambios en la distorsión luminosa tras cirugía refractiva corneal,[42] tras la implementación de lentes intraoculares multifocales,[162] en presencia de patologías oculares como queratitis o degeneración macular asociada a la edad [161] o tras el uso de lentes de contacto.[163, 164] Sin embargo, no se conocen estudios que analicen la distorsión luminosa en pacientes con RP en los que la sintomatología de deslumbramiento discapacitante es muy intensa.

1.4. Retinosis pigmentaria

La retinosis o retinitis pigmentaria (RP) es la distrofia retiniana hereditaria más frecuente. Su prevalencia se estima en 1 de cada 4.000 individuos, aunque esta cifra puede ser variable dependiendo del país y la región. La RP no es una entidad única, sino un grupo de enfermedades hereditarias, producidas por mutaciones en varios genes. Todas estas enfermedades tienen en común la *pérdida primaria y progresiva de los fotorreceptores* de la retina, y en la mayoría de los casos, secundariamente, la alteración de otras células y capas retinianas. En el fondo de ojo se observa una despigmentación y zonas de atrofia del ERP, alternándose con las típicas espículas óseas predominantes en la retina periférica. También es característico la retracción de las arteriolas retinianas y la palidez de la cabeza del nervio óptico (fig.46).[165-168]

En la [figura 46](#), a modo de ejemplo, se muestra el ojo derecho de una mujer de 41 años con RP perteneciente a la muestra analizada en el estudio de esta Tesis Doctoral. En la parte derecha de la figura 46 se observa una retina con signos de despigmentación, atenuación arteriolar, papila de color amarillo céreo y espículas óseas en la periferia retiniana. A la izquierda de dicha figura se seleccionó un corte de la tomografía de coherencia óptica (OCT), para localizar la depresión foveolar, en el que se muestra pérdida de los fotorreceptores en los extremos de dicho corte. Esta paciente conservaba una buena agudeza visual.

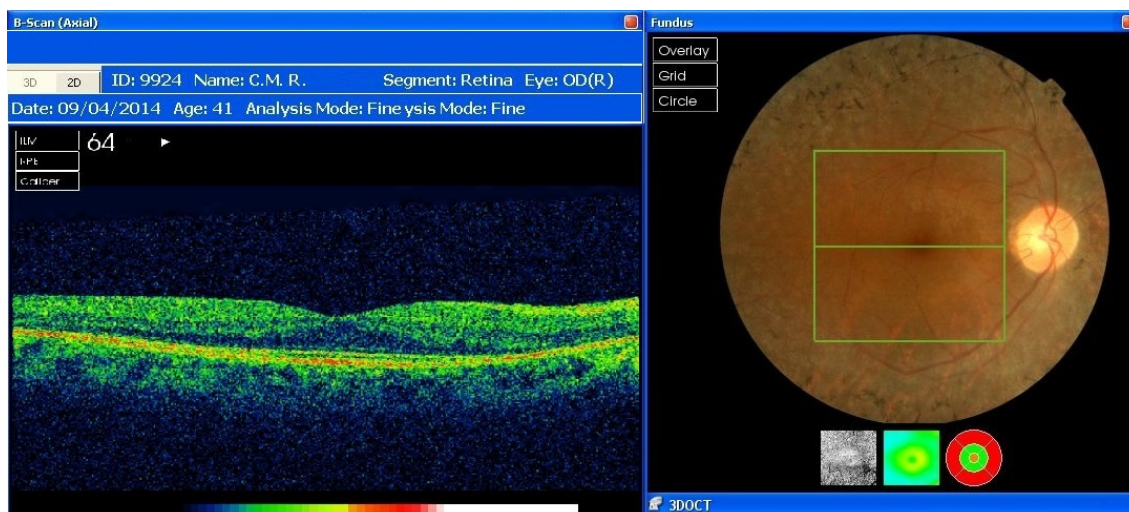


Figura 46. Retinosis pigmentaria avanzada en ojo derecho de una mujer de 41 años perteneciente a la muestra analizada en nuestro estudio. Elaboración propia.

El comienzo típico de la degeneración progresiva de la retina ocurre en la medio-periferia y va avanzando hacia la mácula y la fovea, además de extenderse por toda la retina periférica. Debido a esto los primeros fotorreceptores afectados son los bastones que sufren apoptosis. En etapas posteriores, cuando la enfermedad ha avanzado más, puede afectar a los conos causando eventualmente una ceguera completa.[169]

Esta afectación celular provoca unos síntomas que comienzan en los primeros años de la adolescencia, dándose el deterioro visual severo entre las edades de 40 a 50 años.[165] Pero sin duda, el primer síntoma es la ceguera nocturna en la infancia temprana, pudiendo ser el único durante muchos años. La enfermedad sigue avanzando con una pérdida progresiva del campo visual periférico. La persona no es consciente de esta disminución del campo visual, pero se da cuenta de su torpeza al chocar con objetos o los marcos de las puertas. Esta pérdida inicial del campo visual puede tener una forma de anillo (acorde a la degeneración retiniana medio-periférica), extendiéndose con el tiempo tanto en dirección periférica como central, hasta que sólo queda una visión en túnel. En un alto porcentaje de personas con RP la AV no se ve afectada

de forma significativa gracias a esta pequeña zona central de visión conservada.[170]
 Complicaciones tratables asociadas a la RP como las cataratas subcapsulares posteriores o el edema macular pueden provocar un descenso en la visión central.[167]

1.4.1. Patrones de herencia de la RP

La RP presenta un alto grado de heterogeneidad, dándose la forma **no sindrómica** en la que la patología ocular es la única manifestación, y la forma **sindrómica** (en el 20-30% de los pacientes con RP) en la que aparece asociada a otras características y da lugar a cuadros clínicos concretos como síndrome de Usher (ligado a disfunción auditiva), síndrome de Bardet-Biedl (ligado, entre otras, a polidactilia), abetalipo-proteinemia, síndrome de Alstrom, síndrome de Refsum, síndrome de Laurence-Moon, síndrome de Cockayne, degeneración palidal y otros. De entre todos estos síndromes el más común es el síndrome de Usher con una prevalencia de 1 por 25.000.[171]

Tabla 6. Porcentajes estimados de los tipos de RP. En la forma sindrómica sólo aparecen las dos más comunes. Tomado de Ferrari, 2011.[172]

Categoría	Tipo	%
RP no sindrómica	RP autosómica dominante	20 - 25
	RP autosómica recesiva	15 - 20
	RP ligada al X	10 - 15
	Amaurosis congénita de Leber	4
	RP digénica	Muy raro
RP sindrómica	Síndrome de Usher	10
	Síndrome de Bardet-Biedl	5

Dentro de la RP aparecen varios tipos de transmisión entre padres e hijos (tabla 6), los cuales se describen a continuación:

1.4.1.1. Herencia autosómica dominante

La herencia en la RP autosómica dominante (RPad) se caracteriza porque el gen responsable de la enfermedad presenta dos alelos, uno normal y el otro mutado. Este tipo de patrón de herencia afecta por igual a ambos sexos, teniendo un riesgo de transmisión del 50% en cada hijo. La RPad es muy heterogénea tanto en su clínica como en su base genética. Normalmente suele ser la forma menos grave, puesto que la enfermedad tiene un progreso lento conservando buena visión central hasta una edad avanzada. Pero en algunas ocasiones puede manifestar una pérdida regional tanto de la función de los bastones como de los conos en las áreas afectadas, desarrollándose de forma algo más tardía.[173]

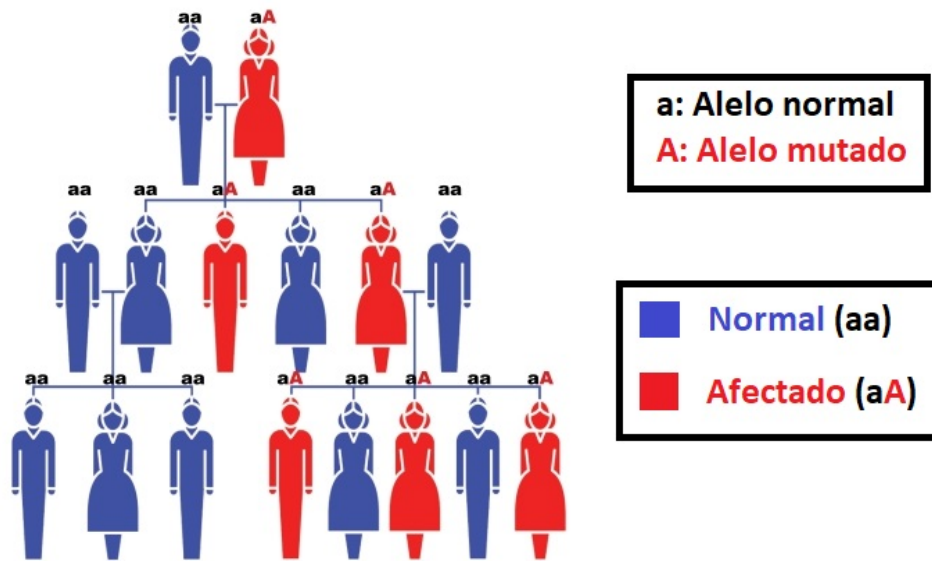


Figura 47. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria autosómica dominante (RPad). Tomado de Ferrari, 2011.[172]

1.4.1.2. Herencia autosómica recesiva

Los progenitores que presentan un alelo sano y otro mutado son portadores sanos de la enfermedad. Ésta solo se manifestará cuando alguno de los hijos hereda el gen anómalo tanto de su madre como de su padre. El riesgo de transmisión es de un 25% para cada hijo. La RP autosómica recesiva (RPar) se presenta en un porcentaje importante ya que se supone que todos los casos monogénicos son recesivos, y al igual que en la RPad, muestra una amplia heterogeneidad genética. Clínicamente no se puede diferenciar entre la RPad y la RPar.[174]

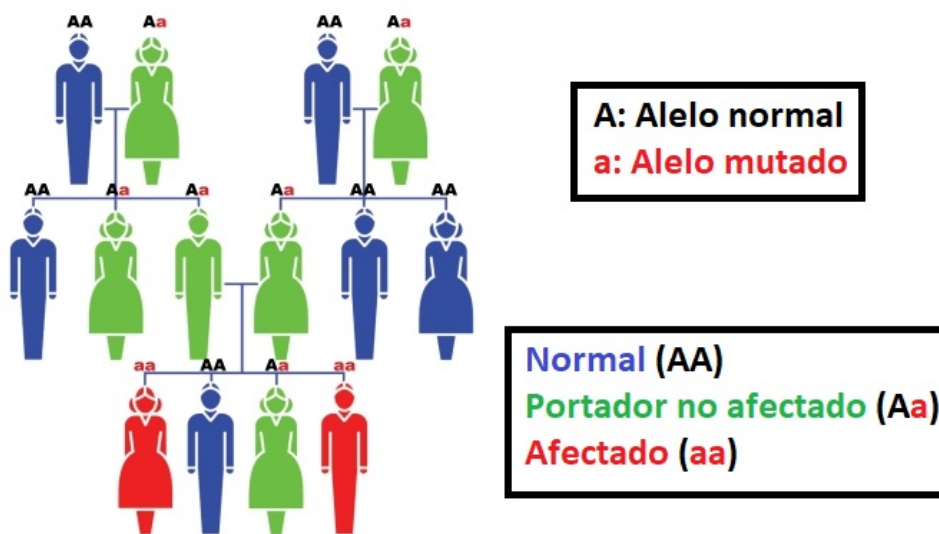


Figura 48. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria autosómica recesiva (RPar). Tomado de Ferrari, 2011.[172]

1.4.1.3. Herencia ligada al cromosoma X

La RP ligada al cromosoma X (RPlx), sólo afecta a los hombres (con un solo alelo mutado), siendo las mujeres portadoras del gen anómalo (un alelo normal y otro mutado). Los hombres afectados no transmiten la enfermedad a hijos varones, puesto que los hombres únicamente aportan el cromosoma Y a sus hijos varones.[175]

Esta forma de RPlx es la más grave, teniendo un inicio más temprano y una progresión más precoz. La presentación de la enfermedad suele ser en la primera década de vida, llegando a una ceguera parcial o total hacia la tercera o cuarta década de vida.[176]

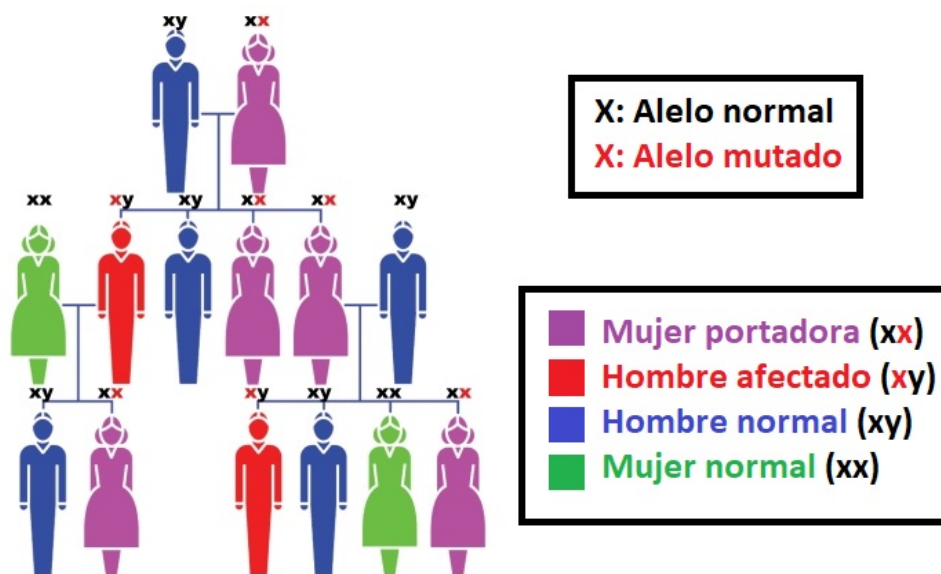


Figura 49. Patrón de herencia en la retinosis pigmentaria ligada al cromosoma X. Tomado de Ferrari, 2011.[172]

1.4.1.4. Otros tipos de herencia

En un pequeño porcentaje de pacientes aparece la RP digénica (RPdg) la cuál es una condición génica que está causada por la interacción de dos mutaciones recesivas en dos genes que están funcionalmente conectados. Los progenitores son portadores cada uno de una mutación en el gen ROM-1 o bien en el gen de la periferina, y los hijos que heredan ambas mutaciones (dobles heterocigotos) serán en este caso los afectados, puesto que son dos proteínas que se unen para su activación, interviniendo en el mantenimiento de la forma del fotorreceptor.[177]

También se ha descrito la RP mitocondrial, aunque es poco frecuente. Se debe a mutaciones en el ADN mitocondrial de las células fotorreceptoras. Debido a que las mitocondrias son de origen materno, al sufrir estas mutaciones, los descendientes padecerán la enfermedad con

independencia del sexo, soliendo ir acompañada de alteraciones en otros órganos (RP sindrómica).[174, 178]

Por último cabe destacar la RP de forma aislada, en la que no se ha podido establecer un tipo de herencia por falta de antecedentes familiares, o bien pueden ser casos de mutaciones que se expresan por primera vez en la familia.[175]

1.4.2. **Alteraciones de la visión nocturna en RP**

Los síntomas de la RP son bien conocidos. Los síntomas tempranos incluyen ceguera nocturna, deslumbramiento, dificultades de orientación y movilidad, reducción concéntrica del campo visual, alteración de los colores, y disminución de la AV en etapas más tardía.[166, 179-182] Las alteraciones de la visión nocturna en los pacientes con RP incluyen pérdida de AV y distorsión luminosa ocular que ocasiona incomodidad e incapacidad visual por deslumbramiento.[22] Estos síntomas, de ceguera nocturna, son los más tempranos apareciendo antes que la detección de cualquier pérdida en el campo visual.[182-184] Esta ceguera nocturna es el resultado de la pérdida de la función visual de los bastones en la retina periférica.[185, 186]

Las quejas de molestias y disminución en el rendimiento visual producidas por el deslumbramiento de una luz brillante en los pacientes con RP han sido llamadas por algunos autores como foto-aversión.[22] Estas investigaciones encontraron que la sensibilidad al contraste en presencia de deslumbramiento era menor en los pacientes con RP que en los sujetos normales. Para la prueba de deslumbramiento de Miller-Nadler, la sensibilidad al contraste de los pacientes con RP sólo disminuyó levemente (0,1 unidades logarítmicas en promedio) usando el test Vistech con deslumbramiento, indicando poca evidencia de deslumbramiento discapacitante.[22] Pruebas como las descritas anteriormente para medir el deslumbramiento discapacitante eran limitadas y sólo proporcionan una medida indirecta de la presencia de la dispersión de luz intraocular.[187] En base a esto, van den Berg desarrolló una medición más directa para evaluar la dispersión intraocular que llamó Straylightmeter.[188] Este dispositivo emplea el método de compensación directa, en la que el sujeto ajusta la intensidad de una luz de compensación con fase opuesta a la percepción de la inducida por una fuente de deslumbramiento periférica intermitente con el fin de cancelarla. La cantidad de compensación necesaria para eliminar la intermitencia de la luz es la medida de la dispersión intraocular. Con este instrumento se mejora la medida de la sensibilidad de la dispersión de la luz comparado con las pruebas clásicas de deslumbramiento discapacitante.[135] Así, empleando el Straylightmeter en pacientes con RP que tenían una AV mejor de 0.3 logMAR, encontraron que

17 de los 20 pacientes tenían valores altos de dispersión intraocular. Sin embargo, los pacientes de RP con una AV de 0.5 logMAR o peor, tenían una sensibilidad tan reducida que no se pudo realizar la prueba.[189] Básicamente, esta limitación se debe a que esta prueba se realiza en condiciones fotópicas, ya que el Straylightmeter utiliza una luz LED con una longitud de onda (λ) de 570nm, proporcionando una luminancia de 30cd/m². Aunque este dispositivo constituye lo más parecido a un gold-standard para la determinación de la dispersión de la luz sobre la retina presenta una serie de inconvenientes, sobre todo cuando se analizan algunas patologías. Entre estas limitaciones está la posibilidad de hacer la medida en condiciones mesópicas, obtener la valoración para mayores ángulos de dispersión y sobre todo obtener la medida para diferentes longitudes de onda. Este hecho es importante debido a que la dependencia de la luz dispersada con la longitud de onda incidente que está fuertemente relacionada con la tipología de las zonas de discontinuidad creadas por la dispersión.[33]

Otro dispositivo para poder evaluar la dispersión intraocular causante del deslumbramiento discapacitante, que se produce en mayor medida con condiciones de baja iluminación, es el test Halo, utilizado en esta Tesis Doctoral. En este software se pueden variar las condiciones psicofísicas de la prueba e incluso utilizar diferentes longitudes de onda.[161] Sin embargo este test tiene limitaciones ya que un halo no es sólo la consecuencia de la dispersión de la luz, sino también de las aberraciones de frente de onda ocular. La prueba no puede diferenciar con precisión el efecto aislado de la dispersión ocular en la distorsión luminosa ocular.

Como se comentó en un apartado anterior, el test Halo mide la capacidad visual de discriminar los puntos que hay alrededor de una fuente de luz. Los puntos no vistos delimitan un área tapada por la luz que indica el tamaño y forma de la distorsión luminosa de la fuente. A pesar de ser un test muy útil y una variable optométrica muy interesante, hasta la fecha no se ha realizado ningún estudio en pacientes con RP con objeto de cuantificar la distorsión luminosa ocular en este tipo de patología retiniana; motivo por el cual es un asunto importante que se tratará en esta Tesis Doctoral

1.5. Filtros ópticos en lentes oftálmicas

Un filtro óptico es un dispositivo que modifica la distribución espectral de la radiación electromagnética emitida por una fuente luminosa. Las longitudes de onda de la luz que llegan al ojo, serán pues, modificadas y/o bloqueadas en mayor o menor medida dependiendo del tipo

de filtro utilizado. Los filtros se pueden usar en las lentes oftálmicas de las gafas de las personas o en algunas ocasiones, en lentes de contacto.

1.5.1. Características de un filtro óptico

Los filtros pueden caracterizarse en función de sus propiedades de transmitir, reflejar o absorber la luz que inciden sobre ellos (fig.51):

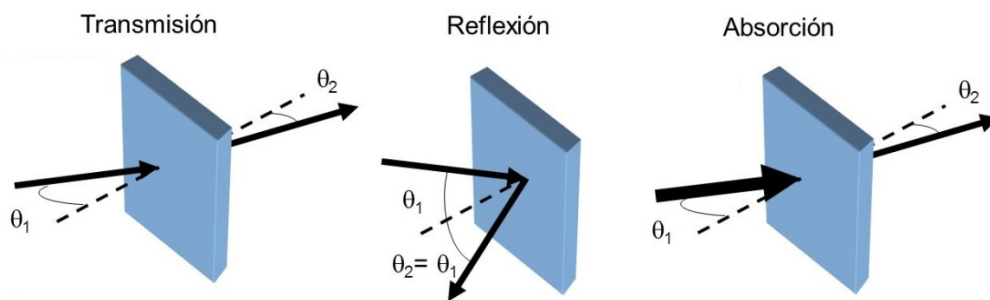


Figura 50. Principales propiedades que sirven para describir las características ópticas de un filtro. Tomado de Capón, 2014.

- **Absorción.** Es la parte de la radiación incidente sobre el filtro que será absorbida, transformándola en otro tipo de energía. Se definen por el factor de absorción espectral o absorbancia (α_λ), que indica la cantidad de energía absorbida. El valor de α_λ estará siempre entre 0 (absorción nula) y 1 (absorción total). También puede expresarse la α_λ en %. Tomando en cuenta este criterio, los fabricantes de lentes oftálmicas, generalmente clasifican los filtros ópticos con el nombre del color seguido de unas letras que representan las distintas absorciones (fig.51).

A	AB	B	BC	C	CD	D
10-15%	30-35%	50%	60-65%	80%	85-90%	98%

Figura 51. Clasificación de los lentes comerciales según su absorción. Tomado de Artigas, 2011.

- **Reflexión.** En este punto es interesante indicar por su frecuencia en la actualidad, algunos datos de los tratamientos antirreflejantes. Es la parte de la radiación incidente que se refleja en la misma dirección. Se define por el factor de reflexión espectral o reflectancia (ρ_λ), que indica la cantidad de energía reflejada. Su valor está entre 0 (reflexión nula) y 1 (reflexión total, que es la que proporcionaría un espejo).

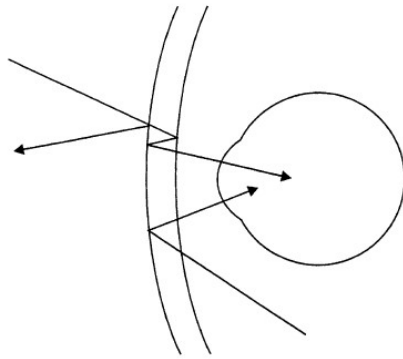


Figura 52. Reflejos en la parte externa e interna de una lente oftálmica. Tomado de Guisasola, 2001.

Los tratamientos antirreflejantes, aunque no eliminan el 100 % de la luz reflejada, la pueden reducir hasta límites prácticamente despreciables y aumentar la transmisión, por lo que constituyen un excelente tratamiento, que aplicados a las lentes oftálmicas les confieren mayor calidad óptica. La eliminación de los reflejos se basa en el principio de interferencias según el cual dos ondas de igual amplitud y longitud de onda se anulan cuando entre ellas existe un desfase de $\lambda/2$ (oposición de fase).

- Transmisión.** Es la relación entre la intensidad de la luz que se transmite a través del filtro y la que incide sobre el mismo. Se define por el factor de transmisión espectral o transmitancia (τ_λ), que indica la cantidad de energía transmitida. Su valor está entre 0 (sin transmisión) y 1 (transmisión total). En la [figura 53](#) (izquierda) se muestra la transmisión de la luz de una lente oftálmica sin filtro, y en la parte derecha la curva correspondiente a la luz que llega al ojo después de atravesar una lente oftálmica con el filtro óptico (CSR 2b). Como se puede ver en el eje de abscisas se presenta el espectro de luz “visible” y las franjas de ultravioleta A y B, y en el eje de ordenadas se muestra el porcentaje de transmitancia. La técnica más habitual para obtener las curvas de transmisión, y así caracterizar los filtros, es la espectrofotometría, considerada como el método de medida de la cantidad de energía radiante que absorbe un sistema en función de la longitud de onda de la radiación. Las mediciones se representan para cada de las longitud de onda (%).[190]

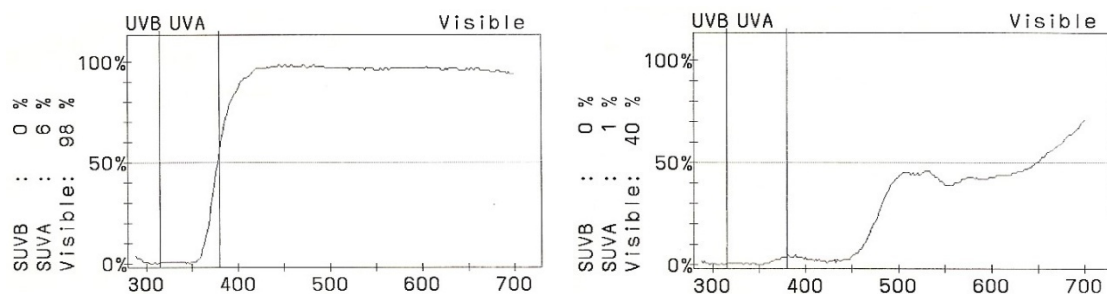


Figura 53. Curvas de transmisión de las lentes oftálmicas (orgánicas CR39), sin filtro izquierda y con filtro CSR 2b derecha, medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350. Elaboración propia.

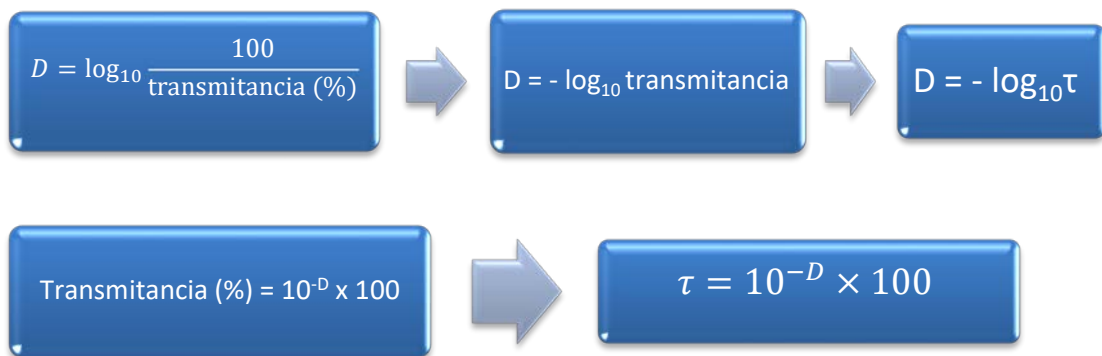
El valor de cada uno de estos factores (absorbancia, transmitancia y reflectancia) es siempre inferior a la unidad, y la suma de los tres es igual a la unidad.[151, 190, 191]

$$\alpha_{\lambda} + \rho_{\lambda} + \tau_{\lambda} = 1$$

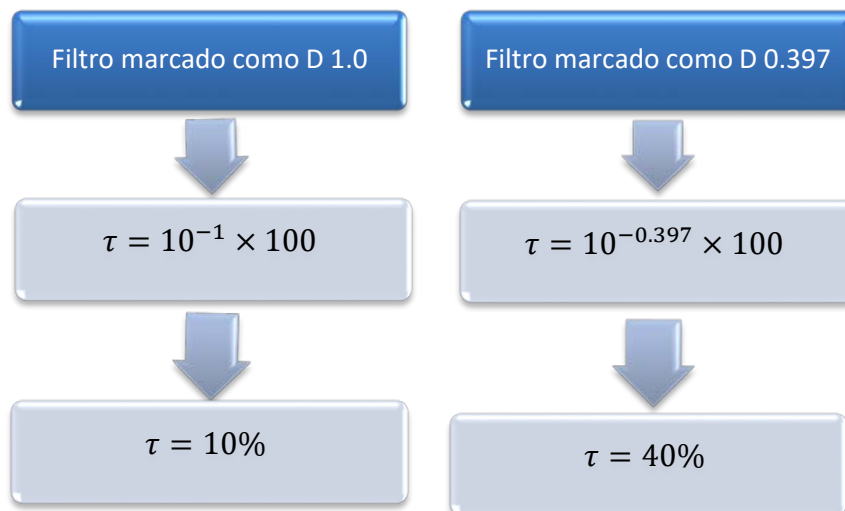
Habitualmente, la caracterización de un filtro se efectúa por el factor de transmisión espectral o transmitancia (τ_{λ}), aunque en ciertas ocasiones también se incluye el logaritmo decimal de su inversa, denominado densidad óptica espectral (D_{λ}):[76, 151]

$$D_{\lambda} = -\log_{10} \tau_{\lambda}$$

Aunque para la identificación de un filtro se deberían utilizar diferentes características, actualmente los filtros se clasifican según la densidad óptica (D) tanto para lentes oftálmicas, fotografía como para otros usos científicos.



A continuación como ejemplo, se calcula la transmitancia de dos filtros clasificados según su densidad óptica como D 1.0 y D 0.397:



Es decir, un filtro D 1.0 deja pasar la décima parte de la energía incidente sobre él, mientras que un filtro de D 0.397 deja pasar el 40 % de la energía incidente. El uso de esta magnitud es especialmente ventajoso para valorar la densidad óptica total de un conjunto de filtros superpuestos. Se calcula por la simple suma de las densidades de cada uno de ellos referidas, lógicamente, a la misma longitud de onda. Es importante entender esto, puesto que en pacientes con Baja Visión se suelen combinar varios filtros, utilizando uno de base en gafas y otro superpuesto encima en forma de suplemento o sobregafas.

Utilizando este criterio de densidad óptica, la Comisión Europea (norma UNE-EN 1836:2006+AI), dicta una clasificación de los filtros en 4 categorías, con relación a su transmisión, indicando además las aplicaciones, las restricciones y las indicaciones de uso. (tabla 7).

Tabla 7. Categorización de filtros según transmisión y densidad óptica. Tomado de la norma UNE-EN 1836:2006.

Categoría de filtro	Transmisión(τ) Densidad óptica (D)	Aplicaciones	Restricciones	Indicaciones Uso
0	τ D De 80% a 100% De 0.097 a 0	Lentes claras o ligeramente coloreadas	Ninguna	Interior o cielo nublado
1	τ D De 43% a 80% De 0.367 a 0.097	Lentes ligeramente coloreadas	No válidas para la conducción nocturna	Luminosidad solar atenuada
2	τ D De 18% a 43% De 0.745 a 0.367	Lentes medianamente coloreadas	No válidas para la conducción nocturna	Luminosidad solar media
3	τ D De 8% a 18% De 1.097 a 0.745	Lentes fuertemente coloreadas	No válidas para la conducción nocturna	Fuerte luminosidad solar
4	τ D De 3% a 8% De 1.523 a 1.097	Lentes muy oscuras	No válidas para la conducción diurna y nocturna	Luminosidad solar excepcional.

A modo de ejemplo de dos lentes no usuales, en la figura 54 se muestra la transmisión de la radiación electromagnética de dos filtros de color azul, que sólo permiten el paso de longitudes de onda superiores a 650nm y longitudes de onda inferiores a 550nm del espectro visible. Estos dos filtros absorben el 100% del UV-B y el 93% del UV-A. Debido a las alteraciones visuales que podrían conllevar, se usan exclusivamente en pacientes con monocromatismo de conos azules; que es una enfermedad muy poco frecuente en la que sólo funcionan los bastones y conos azules. Según la transmisión de estos dos filtros, y usando el criterio de densidad óptica de la Comisión Europea, se clasifican en categoría 2 para el F451 y categoría 1 para el F452. Se han elegido estas lentes como ejemplo por su clara representación gráfica en el porcentaje de transmisión para distintas longitudes de onda de parte del espectro electromagnético.

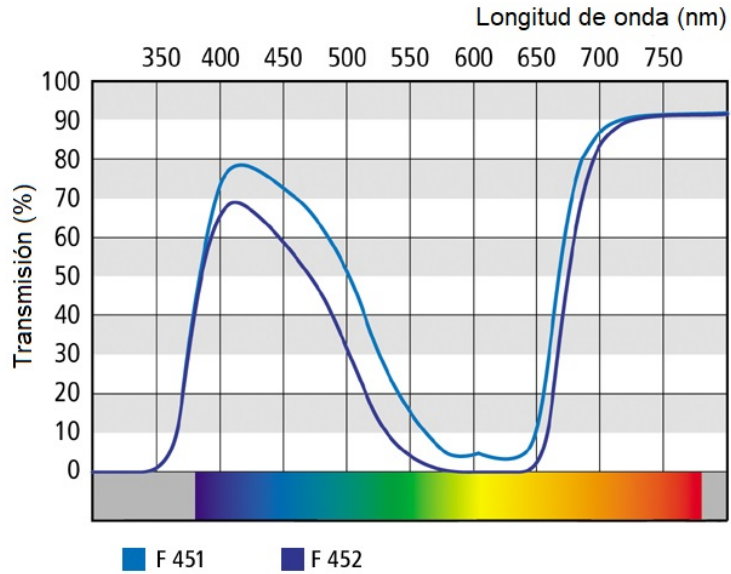
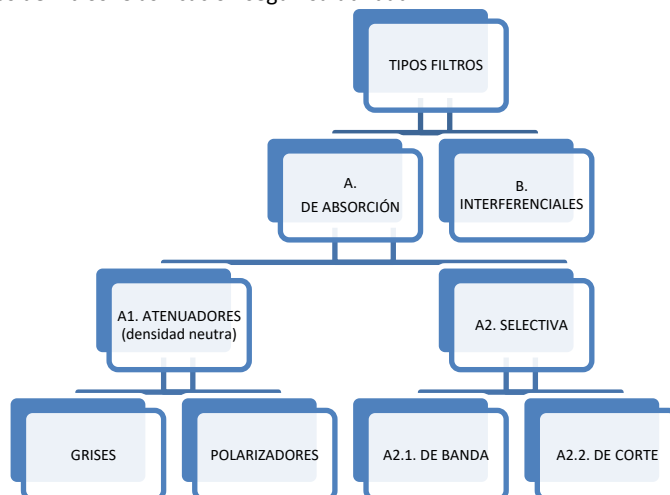


Figura 54. Transmitancia de dos filtros Zeiss de color azul usados para el monocromatismo de conos azules. Tomado de: www.zeiss.es/vision-care

1.5.2. Tipos de filtros

Los filtros ópticos se pueden agrupar en dos grandes categorías en función de su modo de acción: filtros de absorción y filtros interferenciales (tabla 8). En esta Tesis Doctoral se contemplan únicamente los filtros de absorción, puesto que, por sus características, los filtros interferenciales se utilizan especialmente en óptica de precisión, formando parte de los componentes de distintos instrumentos, como en monocromadores.[151, 190] Sólo baste recordar que los filtros interferenciales consisten en dos láminas paralelas de plata o cualquier otro metal con un elevado factor de reflexión, separadas por un dieléctrico. Según el espesor del filtro, de una luz blanca incidente sólo se transmitirá unas longitudes de onda muy determinadas.[15]

Tabla 8. Tipos de filtros. Clasificación según su utilidad.



1.5.2.1. Fabricación de los filtros oftálmicos de absorción

Para obtener la acción filtrante de la radiación por parte de los filtros de absorción se utilizan básicamente tres procedimientos de fabricación: en masa, por tratamiento de superficie y por inmersión.[192]

1.5.2.1.1. Lentes tintadas en masa

Este proceso se utiliza en las lentes oftálmicas de vidrio, también llamados lentes minerales ya que la materia principal para la fabricación es el sílice, utilizándose pequeñas cantidades de óxido de potasio, aluminio, etc. con objeto de proporcionar al vidrio determinadas propiedades físicas y químicas. En este caso, para obtener un vidrio tintado es necesario añadir uno o más metales u óxidos metálicos en la masa inicial. Las características de transmisión espectral de la lente acabada se obtienen controlando las cantidades de metales u óxidos metálicos presentes en la masa.

La principal ventaja, de las lentes coloreadas en masa, es que el deterioro de su superficie apenas afecta a la transmisión de la misma. Además prácticamente no hay reflexiones asociadas con la superficie pulida y no se necesita ningún equipamiento especial para el acabado de la lente. Sin embargo, como principal desventaja es que la transmisión varía según la graduación y también dentro de una misma lente varía del centro a los bordes. Esto es muy notorio en los anisométricos fuertes donde los espesores de una lente a otra son muy distintos y la transmisión varía mucho de un ojo a otro, proporcionando indeseados defectos ópticos y estéticos.

1.5.2.1.2. Lentes coloreadas por tratamiento de superficie

Este método consiste en colorear la lente mediante la deposición de una fina capa de óxido metálico sobre la superficie de la lente. La capa es depositada mediante un proceso de evaporación en una cámara de vacío y a altas temperaturas. Este sistema de coloreado sólo es posible en lentes de vidrio, ya que la acción de las altas temperaturas requeridas en el proceso deformarían las lentes orgánicas. Con este tratamiento, a diferencia del anterior, se consigue una mayor uniformidad en la superficie del filtro debido a que la densidad óptica depende del grosor de la capa depositada y no de la graduación de la lente.[193]

1.5.2.1.3. Lentes coloreadas por inmersión

Las lentes orgánicas se colorean por inmersión en una solución que contengan los apropiados colorantes orgánicos. La densidad óptica resultante depende de la naturaleza del colorante y del tiempo de inmersión. Un determinado color puede obtenerse realizando diferentes inmersiones en distintas soluciones a fin de obtener la transmitancia espectral deseada (fig.55). Debido a que

el colorante penetra en la capa superficial de la lente de una manera uniforme, ésta presenta una densidad uniforme independientemente de la variación de espesor del centro al borde. Este proceso tiene además la posibilidad de corregir errores, ya que si la coloración no ha sido la adecuada, puede eliminarse el color por inmersión en una solución blanqueadora y volver a iniciar el proceso.

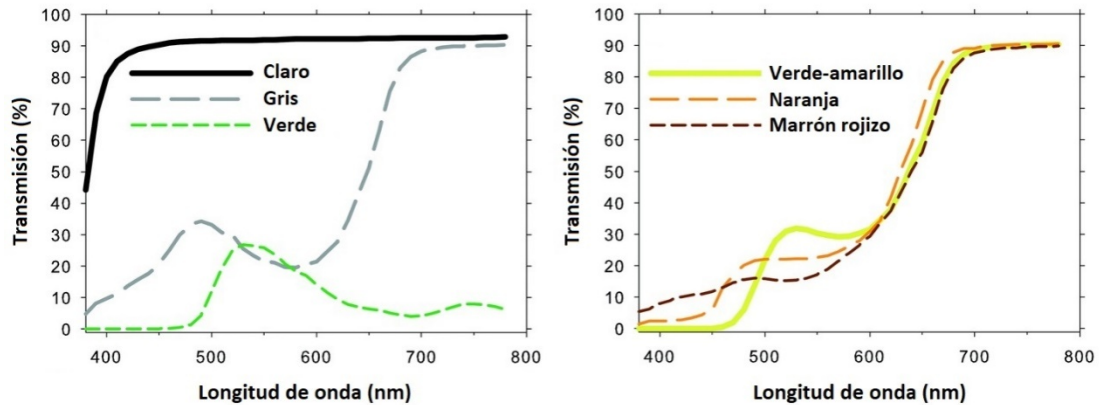


Figura 55. Diferentes curvas de transmitancia espectral de lentes oftámicas de Sol. Lente sin filtro (claro), gris y verde (izquierda). Verde amarillento, naranja y marrón rojizo (derecha). Tomado de Dain, 2009.

Un caso particular lo constituyen los filtros fotocromáticos, que oscurecen al ser expuestos a la radiación UV. Tradicionalmente el material utilizado para la fabricación fue el vidrio, al que se le incorporan cristales microscópicos de haluros de plata que, al absorber la radiación UV, se descomponen en plata y átomos del halógeno correspondiente, originando el oscurecimiento filtrante; el grado de oscurecimiento depende, principalmente, de la temperatura, de la intensidad de la radiación y del tiempo de exposición. Al desaparecer o disminuir la radiación UV incidente se vuelve a formar haluro de plata y se pierde el oscurecimiento.[192] Debido al decaimiento de los lentes minerales, es a partir de los años 80 cuando se empiezan a desarrollar los primeros lentes fotocromáticos en material orgánico que tratan de incorporar la tecnología de los halogenuros de plata en una matriz polimérica. Pero la cinética fotocromática no era buena, al igual que la estabilidad del ciclo oscurecimiento-blanqueamiento del lente, por lo que fue necesario el desarrollo de nuevos sistemas fotocromáticos compatibles con estos materiales orgánicos. Los cromatóforos utilizados en lentes orgánicos comerciales pertenecen a tres familias diferentes de pigmentos: las espiroxazinas, los piranos y los fúlgidos. La última tecnología en lentes orgánicas se obtiene después de la correcta mezcla de múltiples de estas moléculas fotosensibles.[193]

Al igual en que en los procesos explicados anteriormente, las lentes fotocromáticas se fabrican mediante dos técnicas que son el tinto en masa para los lentes minerales y el tinto en superficie para los lentes orgánicos (tabla 9). En la figura 56 se muestran las curvas de transmisión de dos lentes fotocromáticas gris y marrón en estado claro y después de activación a estado oscuro.

Tabla 9. Proceso de fabricación de los lentes fotocromáticos.

Tintado en masa	Tintado en superficie
<ul style="list-style-type: none"> • Exclusivo de los lentes minerales, donde se incorporan la moléculas fotocromáticas directamente en el sustrato de la lente. • La incorporación de los cristales de haluro de plata se realiza durante la fundición. • La primera lente de vidrio fotocromática la produce Corning en el año 1966. • Esta tecnología presenta varios inconvenientes, siendo el más evidente la falta de coloración uniforme (ojo de buey y mapache). Esto es debido a que las moléculas se distribuyen por todo el material, con lo que la lente se oscurece más donde es más gruesa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Incorporan tintes fotocromáticos en la superficie frontal de la lente. • Se fabrican mediante dos procesos: <ul style="list-style-type: none"> • Imbibición (o capa profunda). Al exponerse los lentes en un horno a elevada temperatura, la matriz de la lente se abre y los tintes fotocromáticos penetran en el material de la lente. • Revestimiento superficial. Consiste en añadir los tintes fotocromáticos utilizando una matriz adicional a base de polímeros con la que se recubre la superficie de la lente.

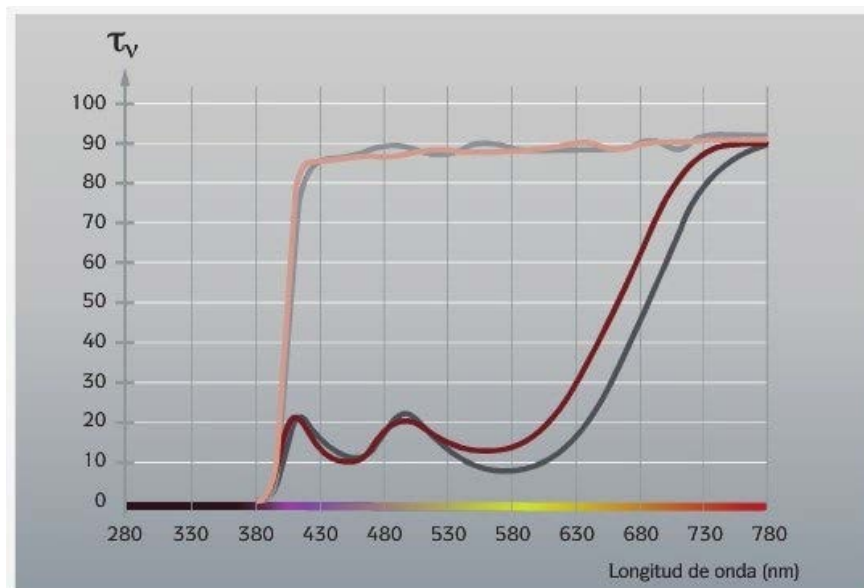


Figura 56. Curvas de transmisión de lentes ópticas orgánicas fotocromáticas gris y marrón, en estado claro y estado oscuro. Tomado de Transitions® Optical.

1.5.2.2. Filtros Atenuadores o de Densidad Neutra

Los filtros atenuadores o de Densidad Neutra (DN) reducen la intensidad de todas las longitudes de onda por igual. Se dividen en filtros grises, y polarizadores. Estrictamente, alteran en la misma proporción todas las frecuencias del espectro visible, con lo que reducen el brillo de la imagen, pero no modifican el tono. Un filtro gris simplemente atenúa en una proporción fija la luz

incidente. Este efecto se puede apreciar en la [figura 57](#) en la que se muestran las curvas de transmisión de un filtro gris con diferentes densidades ópticas. Por el contrario, un filtro polarizado tiene como función absorber la luz polarizada reflejada especularmente sobre una superficie horizontal, con lo que se consigue disminuir el deslumbramiento producido por estas reflexiones.[190] En la [figura 58](#) se pueden ver las curvas de transmisión de dos filtros polarizados con un 65% y un 85 % de absorción.

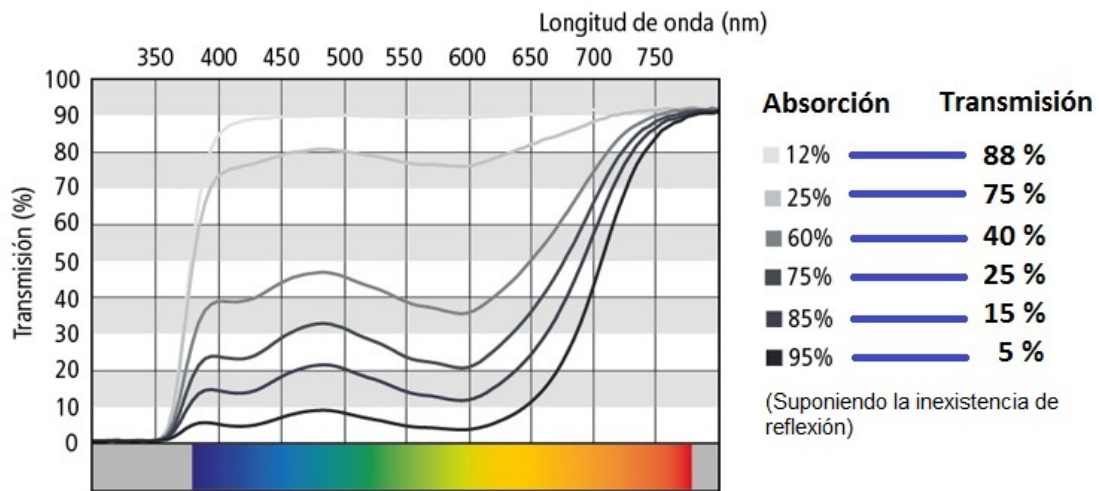


Figura 57. Diferentes curvas de transmisión de un filtro gris con distintas densidades ópticas. Tomado de www.zeiss.es/vision-care

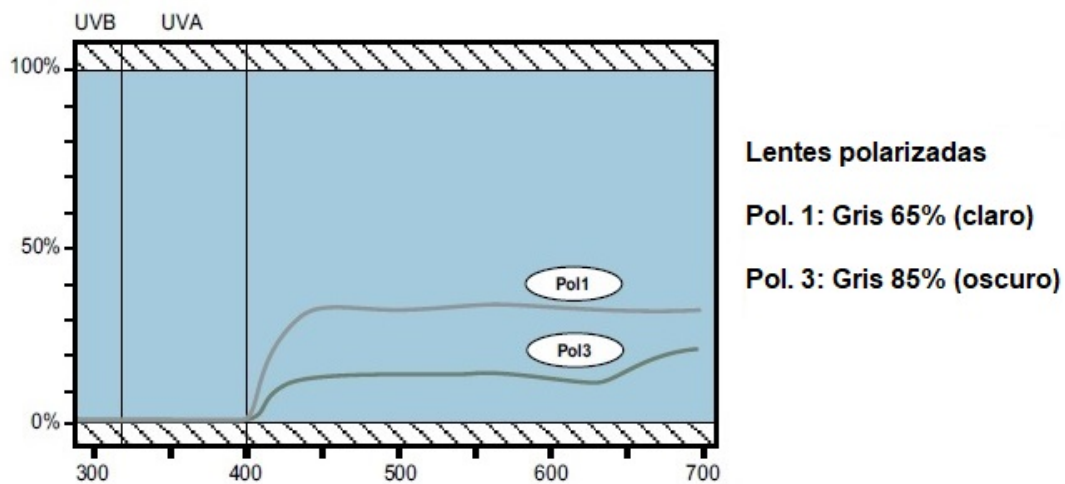


Figura 58. Curvas de transmisión de los filtros polarizados Pol 1 y Pol 3. Tomado de www.multilens.se.

Para entender la utilidad de un filtro polarizado, primero se debe saber que cuando la luz directa del Sol (que está sin polarizar) se refleja especularmente en el material de una superficie, queda polarizada total o parcialmente dependiendo del ángulo de incidencia y de las propiedades del material reflectante. Los materiales que mejor polarizan la luz mediante reflexión se llaman dieléctricos, entre los que están el agua, la nieve, el vidrio, el asfalto y la arena. La luz reflejada

en una superficie dieléctrica queda completamente polarizada para un determinado ángulo de incidencia, llamado ángulo de Brewster (θ_B) (fig.59).

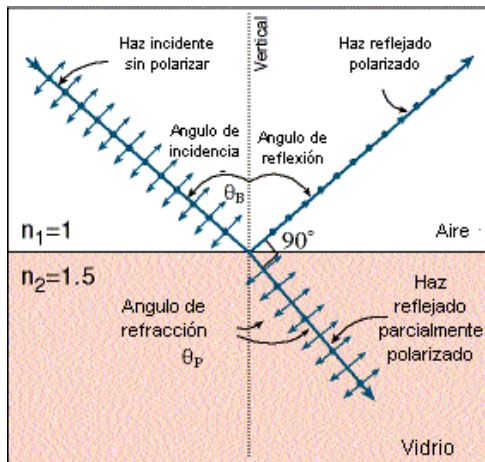


Figura 59. Ángulo de Brewster. En la imagen se representa el trazado de rayos. Tomado de Arieli, 2005.

El ángulo de Brewster entre dos medios es el ángulo de incidencia tal que la suma de los ángulos de reflexión y de refracción sea igual a 90° . La luz reflejada de un rayo incidente con el ángulo de Brewster sale linealmente polarizada.

$$\tan \theta_B = \frac{n_2}{n_1}$$

Para el agua ($n_2=1.333$), el ángulo Brewster es de unos 53° .

$$\tan^{-1} 1.333 \cong 53^\circ$$

Para el vidrio ($n_2=1.5$), el ángulo Brewster es de unos 56° .

$$\tan^{-1} 1.5 \cong 56^\circ$$

Los filtros polarizados mejoran la discriminación visual al recuperar el equilibrio natural de la intensidad de luz y recuperar la fidelidad del color de la superficie.[193]

1.5.2.3. Filtros de absorción selectiva de banda y de corte

Los filtros de absorción selectiva se pueden clasificar, básicamente, en dos grandes grupos: de banda o de corte.

1.5.2.3.1. Filtros de banda

Los filtros de banda transmiten selectivamente la radiación electromagnética dentro de un intervalo específico de longitudes de onda, absorbiendo la radiación de mayor o menor longitud de onda; combinando un par de filtros de banda se consigue una reducción posterior en el ancho de la banda de las longitudes de onda transmitidas.[151, 190] En la figura 60 se puede ver, como ejemplo, un filtro con un paso de banda muy fuerte y óptimamente estrecho (10nm de ancho), el cual bloquea completamente las longitudes de onda más largas y más cortas.

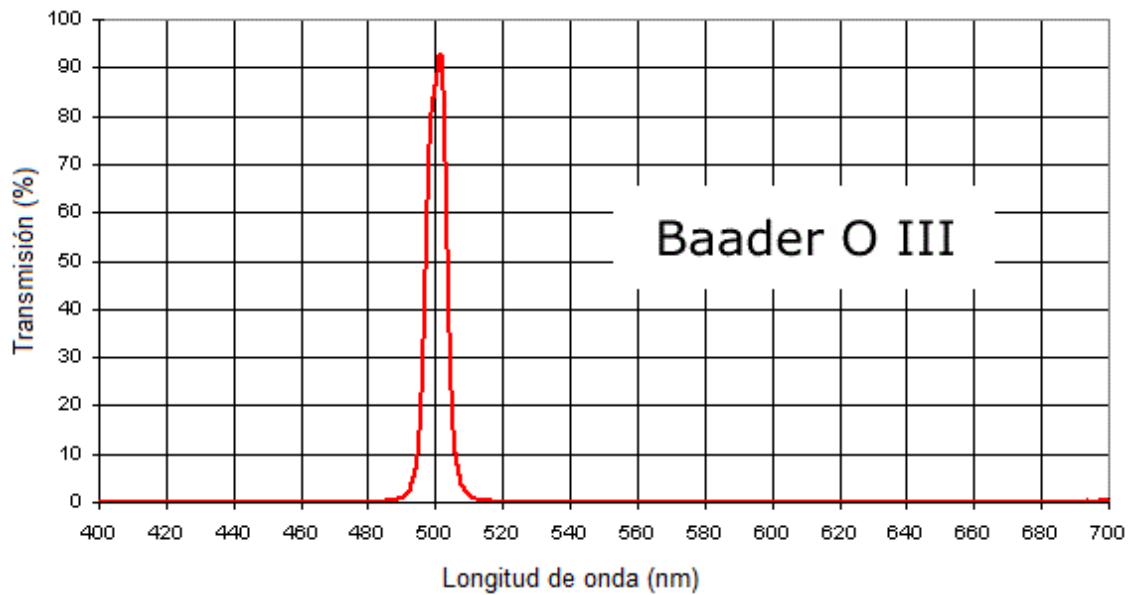


Figura 60. Filtro de banda Baader O III, utilizado en astronomía para fotografías del firmamento profundo como nebulosas. Tomado de www.astro-physics.com.

1.5.2.3.2. Filtros de corte

Los filtros de corte selectivo son aquellos que tienen poder de absorción por debajo de la porción del espectro luminoso para la que han sido seleccionados. Los más interesantes en esta Tesis Doctoral son los que absorben las longitudes de onda corta (azul), radiación muy energética que produce más alteraciones visuales. Se usan en la región visible del espectro y en el infrarrojo cercano, desde 380nm a 2000nm. En realidad, son sustratos con sustancias (pigmentos) que absorben luz y permiten únicamente la transmisión de la radiación de longitudes de onda más largas (paso alto) o más cortas (paso bajo) que una longitud de onda determinada, denominada longitud de onda (o frecuencia) de corte. Con la combinación de dos filtros de corte, uno de paso alto y otro de paso bajo, se consigue el efecto de un filtro de banda.[151, 190, 194]

En general, y en esta Tesis en particular, el término de “filtros de corte” se refiere a los filtros que transmiten las longitudes de onda superiores a la especificada por dicho filtro. En la [figura 61](#) se muestran las curvas de transmitancia espectral de siete filtros de corte selectivo.

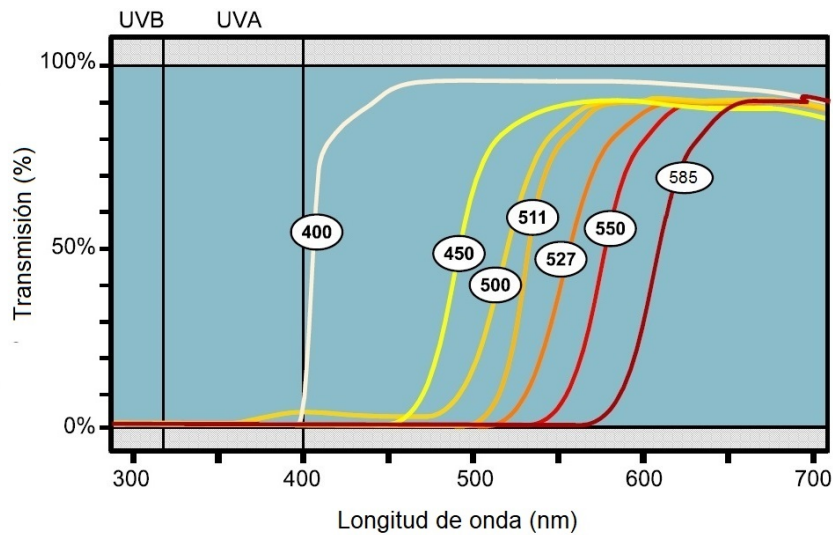


Figura 61. Curvas de transmitancia de los filtros ML filter. El número del filtro indica la frecuencia de corte, absorbiendo las longitudes de onda que están por debajo y transmitiendo las que están por encima de dicho valor. Tomado de www.multilens.se.

A modo de resumen, en la siguiente figura se muestran las curvas de transmitancia obtenidas con la interposición de dos filtros de absorción: uno polarizado gris como atenuador (o de densidad neutra) y otro de absorción selectiva a 511nm.

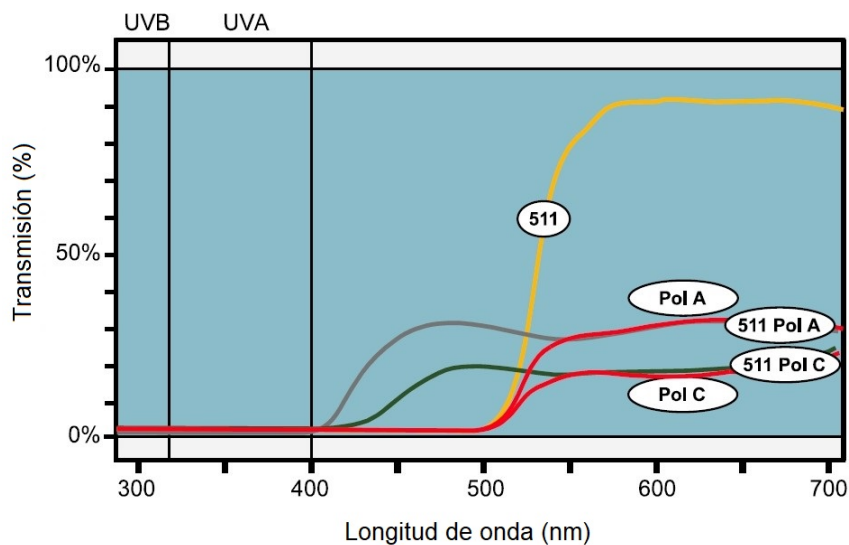


Figura 62. Curvas de transmitancia de un filtro de corte selectivo 511, dos filtros con distintas polarizaciones y otros dos que combinan el filtro y la polarización. Tomado de www.multilens.se.

Como se puede observar en la [figura 62](#), el filtro atenuador absorbe de forma prácticamente constante todas las longitudes de onda del espectro, mientras que el filtro de absorción selectiva corta totalmente las longitudes de onda, en este caso, inferiores a 511nm, y transmite casi el 100% de la radiación de longitud de onda superior a 511nm.

La combinación de un filtro de corte selectivo y uno polarizado como atenuador da como resultado un filtro que reúne las propiedades de los dos, elimina todas las longitudes de onda corta por debajo su corte de absorción y disminuye el deslumbramiento producido por los reflejos de las luces en las distintas superficies, gracias a la polarización.

Merece una reseña especial en esta Tesis Doctoral que la combinación de diferentes filtros de corte selectivo de longitudes de onda corta es posible, y no da como resultado un filtro más oscuro, sino el efecto del filtro con el corte más alto de longitud de onda corta (fig.63).

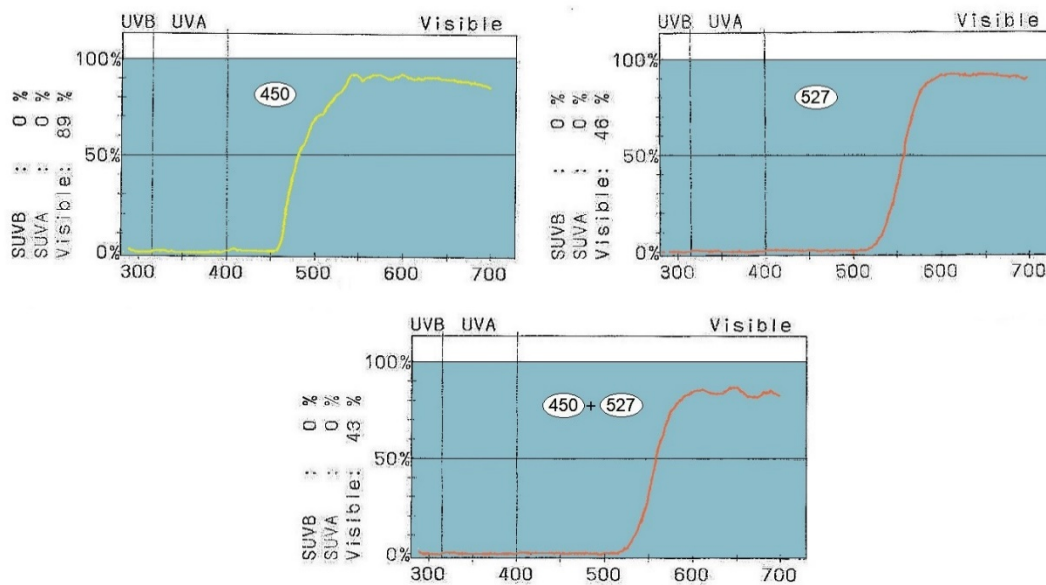


Figura 63. Curvas de transmitancia de los filtros de corte selectivo ML 450 (arriba izquierda), ML 527 (arriba derecha) y su combinación (abajo), medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350. Elaboración propia.

En los pacientes de Baja Visión, con grandes problemas de deslumbramiento, es habitual usar unas gafas con un filtro de corte para el deslumbramiento en interiores y colocarse unas sobregafas con otro tipo de filtro para evitar el deslumbramiento en exteriores ante el Sol. Con ello, se mejora el tiempo de adaptación a las distintas condiciones ambientales, al pasar de luz a oscuridad o al revés. Estas dificultades de adaptación a los distintos cambios de luz es muy frecuente en los pacientes con alteraciones retinianas.

JUSTIFICACIÓN

2. JUSTIFICACIÓN

La prevalencia de la Retinosis Pigmentaria (RP) es muy baja entre las patologías oftálmicas y por tanto hay una escasez de estudios epidemiológicos de tipo clínico. Sin embargo, entre las distrofias de retina, la RP es la enfermedad genética más prevalente. Funcionalmente, la enfermedad se inicia con una pérdida de la función visual en condiciones de baja iluminación (ceguera nocturna) y con una reducción concéntrica del campo visual en la periferia media de la retina. Posteriormente se presenta una progresiva pérdida de campo visual y finalmente una pérdida de agudeza visual que conduce a ceguera parcial o total.

En los años 60, los investigadores ya se cuestionaron como mejorar ciertos aspectos de la función visual, diseñando filtros de absorción de longitudes de onda corta que absorben las longitudes de onda pertenecientes al violeta-azul. La luz de longitud de onda corta o luz azul es parte responsable de la dispersión intraocular que llega a la retina. La luz azul también causa un aumento de las aberraciones cromáticas en el ojo incrementando el desenfoque y además, es responsables de la niebla azul o "blue haze". En las últimas décadas, se han realizado numerosos estudios sobre los efectos de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la función visual, presentando discrepancias entre las diferentes investigaciones.

Dado que no existen tratamientos eficaces para los distintos tipos de RP, las investigaciones dirigidas a optimizar la visión son fundamentales para buscar soluciones que mejoren la calidad de vida de los pacientes afectados por este tipo de enfermedades raras.

Por tanto, la ausencia de suficientes estudios en grupos de pacientes afectados por RP, la necesidad de buscar ayudas que permitan minimizar las alteraciones en la visión nocturna en los pacientes con RP y que ayuden a aumentar la capacidad de discriminación visual y por tanto mejoren la calidad visual en estos pacientes justifican la realización de esta Tesis Doctoral.

HIPÓTESIS

3. HIPÓTESIS

Los filtros de absorción de longitudes de onda corta producen una mejora de alguno de los aspectos de la función visual en pacientes con Retinosis Pigmentaria tanto en condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas.

OBJETIVOS

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo general

El objetivo de esta Tesis Doctoral es determinar el efecto sobre la función visual de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta en pacientes con Retinosis Pigmentaria en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.

4.2. Objetivos específicos

Para la consecución del objetivo general se fijaron los siguientes objetivos específicos:

1. Conocer el estado refractivo inicial, la correcta compensación óptica y su posible repercusión en la AV en pacientes con Retinosis Pigmentaria.
2. Identificar pruebas eficaces, económicas y rápidas para incluir en el protocolo habitual de la evaluación visual, en personas con discapacidad visual, permitiendo la detección precoz de posibles disfunciones.
3. Determinar la sintomatología asociada a la Retinosis Pigmentaria y la influencia sobre la calidad de vida de los pacientes afectados.
4. Explorar la influencia de las condiciones de iluminación en la función visual de pacientes con Retinosis Pigmentaria
5. Determinar la influencia de distintos filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la agudeza visual en visión de lejos y de cerca en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.
6. Analizar el efecto de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la función de sensibilidad al contraste en visión lejana y próxima en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.
7. Evaluar los cambios producidos por la interposición de distintos filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la estereopsis en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.
8. Examinar las diferencias en la distorsión luminosa ocular sin y con el uso de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta en condiciones de iluminación mesópicas.

MATERIAL Y MÉTODOS

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. Diseño del estudio

Estudio prospectivo, observacional, analítico y de corte transversal realizado en pacientes diagnosticados de Retinosis Pigmentaria (RP).

El estudio fue aprobado por Comité de Ética del Hospital Clínico San Carlos (Anexo I). Todos los procedimientos llevados a cabo a lo largo del estudio respetaron los principios éticos adheridos a la Declaración de Helsinki para sujetos humanos. Los sujetos dieron voluntariamente su consentimiento a participar en el estudio tras ser informados sobre el protocolo y se les dio la libertad de retirar su consentimiento en cualquier momento (Anexo II y III).

5.2. Sujetos

La muestra de pacientes estaba formada por sujetos diagnosticados de RP reclutados de la Asociación Retina Madrid (Madrid, España). Los criterios de inclusión que debían cumplir los pacientes fueron estar diagnosticados de RP, presentar una AV mejor corregida (AVMC) menor de 1.25 logMAR (> 0.06 decimal) y ser mayor de edad.

Para determinar el tamaño muestral requerido en el estudio se realizó un estudio piloto con 9 pacientes. Se consideraron los valores de agudeza visual (AV) de contraste 100% y contraste 10% en condiciones fotópicas de iluminación sin y con la interposición de los filtros CSR 2A y CSR 2B, y en condiciones mesópicas de iluminación sin y con la interposición de los filtros CSR 1A y CSR 2A. La hipótesis del estudio piloto consideró diferencias en AV entre filtros superiores a 0,05 en notación decimal. Es decir, que al interponer cualquiera de los filtros mejorara la AV de alto y bajo contraste en al menos esta cuantía de AV decimal tanto en condiciones de iluminación mesópicas como fotópicas. Los cálculos se realizaron con un nivel de confianza o seguridad del 95% y un poder estadístico del 90%.

A continuación se indican los valores de AV obtenidos para cada uno de los pacientes, así como el resultado del cálculo del tamaño muestral. Se eligió para el cálculo del tamaño muestral la AV ya que, de los aspectos de la función visual estudiados, es la variable menos afectada por la interposición de filtros de absorción selectiva. Como se puede observar ([tabla 10](#)), para las variables analizadas el tamaño muestral máximo debería ser de 48 pacientes. No obstante, se aumentó ligeramente este tamaño hasta 60 personas para reducir el riesgo de pérdidas de pacientes.

Tabla 10. Tamaño muestral requerido para AV de alto y bajo contraste en condiciones fotópicas de iluminación según los datos obtenidos en el estudio piloto.

ID	AV 100% VL (2A)	AV 100% VL (2B)	AV 10% VL (2A)	AV 10% VL (2B)
1	0.09	0.06	0.05	0.02
2	0.00	0.00	0.02	0.01
3	0.00	0.00	0.02	-0.01
4	0.05	0.00	0.05	-0.17
5	0.00	0.00	0.20	0.10
6	0.03	0.00	0.02	0.00
7	0.04	0.00	0.10	0.00
8	0.15	0.05	0.13	0.00
9	0.25	0.22	0.02	-0.05
media	0.068	0.037	0.067	-0.011
desviación típica	0.084	0.073	0.064	0.071
varianza	0.007	0.005	0.004	0.005
precisión	0.050	0.050	0.050	0.050
tamaño muestral	48	34	27	34

Tabla 11. Tamaño muestral requerido para AV de alto y bajo contraste en condiciones mesópicas de iluminación según los datos obtenidos en el estudio piloto.

ID	AV 100% VL (1A)	AV 100% VL (2A)	AV 10% VL (1A)	AV 10% VL (2A)
1	0.10	0.00	0.00	0.00
2	0.03	0.02	0.01	0.00
3	0.06	0.06	0.14	0.06
4	0.17	0.02	0.10	0.05
5	-	-	-	-
6	0.01	0.02	0.00	0.00
7	0.07	0.07	0.06	0.02
8	0.00	0.00	0.03	0.03
9	0.11	0.02	0.05	0.00
media	0.069	0.026	0.049	0.020
desviación típica	0.057	0.026	0.050	0.024
varianza	0.003	0.001	0.003	0.001
precisión	0.050	0.050	0.050	0.050
tamaño muestral	21	7	21	7

Por ello, para el estudio efectuado para esta Tesis Doctoral la muestra de participantes estuvo constituida por 57 voluntarios, de ambos sexos, con una edad comprendida entre 24 y 71 años, que cumplían los criterios de inclusión que se indicaron anteriormente. Las pruebas de determinación de la función visual de los participantes en el estudio se llevaron a cabo desde mediados de junio del año 2013 hasta mediados mayo del 2014.

5.3. Protocolo

Tal y como se ha comentado en apartados anteriores, antes de comenzar el estudio el sujeto debía otorgar su autorización voluntaria a participar en el estudio, mediante la lectura y firma del Documento de Consentimiento Informado que se adjunta en el correspondiente Anexo III.

Se realizó la recogida de datos en 2 sesiones: condiciones fotópicas ($>10 \text{ cd/m}^2$) y condiciones mesópicas (entre 10 cd/m^2 y 10^{-2} cd/m^2). Para lo cual se diseñó una plantilla para la recogida de datos de cada una de las sesiones (Anexo IV).

Como paso previo a la recogida de datos se midió la AV con la compensación óptica habitual de la persona, para posteriormente refraccionar y establecer la AV mejor compensada tanto de lejos como de cerca. El primer parámetro evaluado en todos los participantes fue la agudeza visual monocular de ambos ojos, con oclusión del contralateral, en visión de lejos, con la compensación óptica con la que obtenía una agudeza visual mejor o igual a 1.25 logMAR (0.06 en la escala decimal) y con iluminación fotópica, a fin de verificar el cumplimiento del participante con el segundo criterio de inclusión. Las estructuras oculares fueron evaluadas con una lámpara de hendidura Topcon SL-D2 (Topcon Medical Systems, Inc. Oakland, NJ), registrando el estado del cristalino de los participantes como sano, con cataratas o pseudofáquico. Tras esta comprobación se le asignó a cada sujeto aleatoriamente a una sesión fotópica o mesópica como su primera fase del estudio (Anexo V).

Seguidamente, con independencia de la condición de iluminación, el orden de realización de las pruebas de la función visual binocular y la interposición o no de los filtros fue también un proceso aleatorizado. Las pruebas que se realizaron en todos los casos son las siguientes:

1. En visión de lejos:
 - AV binocular en lejos con contraste 100% (AVL100%).
 - AV binocular en lejos con contraste 10% (AVL10%).
 - Sensibilidad al contraste (SC).
 - Halometría en condiciones de iluminación mesópica.

2. En visión de cerca:
 - AV binocular en cerca con contraste 100% (AVC100%).
 - Estereoagudeza tipo TNO (segundos de arco).
 - Discriminación del color con el test de Farnsworth D-15.
 - Sensibilidad al contraste (SC).

Dado que las posibles combinaciones de las pruebas en una condición de iluminación (fotópica o mesópica) y de interposición o no de un filtro estaban aleatorizadas, éstas se aplicaron siguiendo la secuencia concreta asignada a cada uno de los participantes (Anexo V). Antes de iniciar el grupo de pruebas en condiciones mesópicas se procedió a la adaptación a la oscuridad del participante durante 20 minutos, mediante el uso de un antifaz negro, opaco incluso a la luz de un puntero láser rojo (650nm) de 2mW de potencia de salida. Este tiempo de adaptación a la oscuridad se aprovechó para realizar el cuestionario VFQ-25 de calidad de vida relacionada con la visión, para lo cual el examinador leyó las instrucciones y realizó las preguntas mientras el sujeto portaba el antifaz negro.

Los resultados obtenidos se recogieron en el Cuaderno de Recogida de Datos (CRD) de cada participante, específicamente redactado para este estudio (Anexo IV).

5.4. Procedimiento

5.4.1. Sala de exploración

5.4.1.1. Características de la sala de exploración

Las pruebas se realizaron en una habitación con unas dimensiones de 4.5 x 4 m y una altura de 2.90 m, con paredes y techo en blanco mate, donde se taparon todas las ventanas con material opaco negro. La sala de exploración únicamente contenía los elementos esenciales para la realización del estudio (silla, mesa, paneles de optotipos, test y otros). Se iluminó con dos lámparas halógenas de pie, de altura regulable, de metal gris mate, con cabezal de proyección de luz difusa indirecta hacia el techo, y flexo de luz adicional para las pruebas en visión cercana. El regulador de la intensidad de luz de la lámpara se utilizó para obtener las dos condiciones de iluminación (fotópica y mesópica) que se definen en el apartado siguiente y un nivel de luminancia uniforme en los paneles de optotipos y test empleados, así como en la sala (luminancia de fondo).



Figura 64. Características de la sala de exploración de las pruebas realizadas en esta Tesis Doctoral (expresada en m).

5.4.1.2. Condiciones de iluminación

En este estudio se utilizaron dos niveles de iluminación, uno en el rango fotópico y otro en el rango mesópico, con el fin de simular distintas situaciones en las que se encuentran los pacientes de RP en su vida diaria, población diana a la que va dirigido este estudio. La condición fotópica seleccionada fue de 100 cd/m^2 . La elección de este nivel se basó en que la AV es máxima y se mantiene prácticamente constante a partir de ese valor. [90, 91]. Adicionalmente, este valor está dentro del rango de $80\text{-}320 \text{ cd/m}^2$ recomendado en el protocolo ETDRS de determinación de la AV que se siguió y que se describe en el apartado de Métodos.[195]

La elección de la condición mesópica de 1 cd/m^2 también se basó en criterios de determinación de AV. Como ya se ha explicado en otros apartados, con valores inferiores a 0.04 cd/m^2 la AV se mantiene constante, pero muy baja.[91] El valor de 1 cd/m^2 se consideró un nivel suficiente para valorar los distintos parámetros en este intervalo de iluminación ($0.05\text{-}5 \text{ cd/m}^2$).

Las medidas de la luminancia se obtuvieron con un luxómetro digital Mavolux, modelo 5032B USB Gossen, clasificado según las normas DIN 5032/7 y CIE nº69, calibrado para medir niveles de iluminancia, en lux, y, acoplado un adaptador de luminancia, en candelas/m².

Las medidas de la luminancia fotópica y mesópica se tomaron tanto en los distintos paneles de optotipos y test utilizados en las pruebas como en distintos puntos y a distintas alturas de la sala (luminancia de fondo), a fin de garantizar su uniformidad en todos ellos.



Figura 65. Luxómetro Mavolux 5032B USB Gossen, con el adaptador para medir luminancias en cd/m². Tomado de www.gossen-photo.de

5.4.2. Paneles de optotipos y test utilizados

En el presente estudio se exploró cada una de las variables de la función visual sin y con el uso de filtros de absorción de longitudes de onda corta y en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.[76, 196-198] En las siguientes secciones se describen los diferentes test de valoración de la función visual utilizados en esta investigación:

- Test ETDRS para la evaluación de la AV en visión de lejos y cerca.
- Test Radner para la evaluación de la AV en visión próxima.
- Test CSV 1000 para la valoración de la SC en visión de lejos.
- Test FACT para el examen de la SC en visión de cerca.
- Test TNO para el análisis de la estereoagudeza.
- Test Farnsworth D-15 para la valoración de la discriminación al color.
- Software Halo v.1.0 para la determinación de la distorsión luminosa ocular.

5.4.2.1. Test ETDRS para la evaluación de la AV en visión de lejos

Para valorar la agudeza visual se utilizaron optotipos ETDRS de escala logarítmica (logMAR) (fig.66). Estos optotipos, descritos con detalle por Ferris[199] fueron diseñados a finales de los años 70 para conseguir la máxima estandarización en la medida de la AV.[199] Las principales características de estos optotipos son que mantienen una progresión de 0.1 unidades logarítmicas, tienen el mismo número de letras por cada nivel de AV, el espacio entre filas y

letras es igual que el tamaño de las letras y los optotipos son igualmente legibles en cada nivel de AV. Cada letra de cada fila tiene asignado un valor de 0.02logMAR.[82]

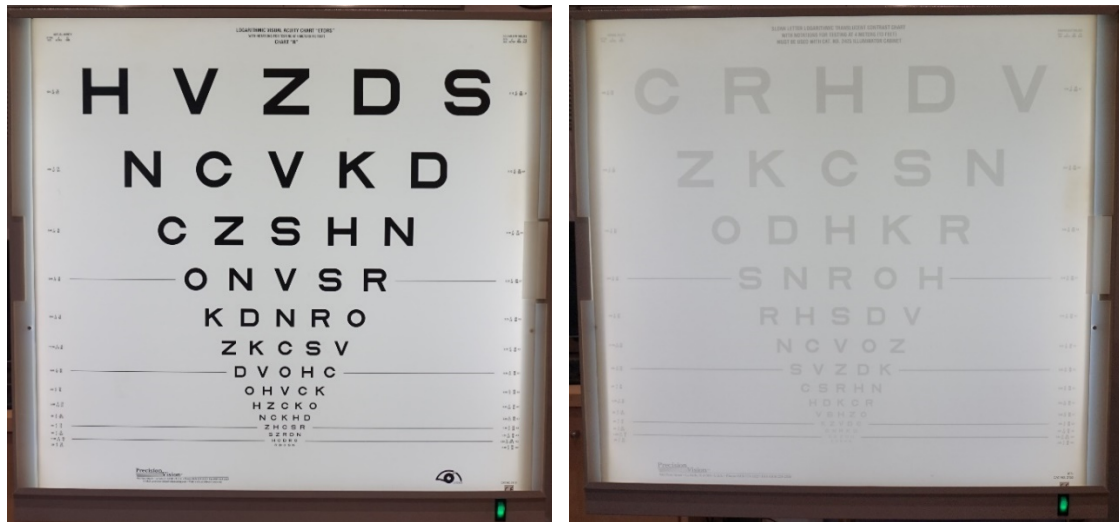


Figura 66. Test de agudeza visual ETDRS de escala logarítmica. Letras con un contraste del 100 % a la izquierda, y con un contraste del 10 % a la derecha. Elaboración propia.

La evaluación de la AV en visión de lejos se realizó tanto para condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas. Para la determinación de la AV de lejos se seleccionaron los paneles de optotipos 4 Meter (13ft.) SLOAN Original Series ETDRS Eye Chart (Precision Vision, La Salle, Illinois, EE.UU). Sus dimensiones fueron de 62 x 65cm con contraste 100% y 10% y fueron colocados sobre una cabina retroiluminada a una distancia de presentación de 4 m (fig.67). Para conseguir las condiciones mesópicas de iluminación requeridas en este estudio, la iluminación de la cabina retroiluminada, se redujo cubriendo el panel con un material de filtro de densidad óptica neutra Rosco e-colour 211 (Rosco-Ibérica S.A., Madrid, España) de transmitancia 13.7%.

El panel de optotipos se colocó a 4m desde los ojos del participante para obtener la AV logMAR. En caso de que la persona tuviera una AV muy baja la cabina se desplazó hacia el paciente para acortar la distancia de presentación a 2m, teniendo que sumar 0.3 al valor logMAR dado en el panel de optotipos.

Algunos especialistas utilizan la escala M del test y hacen una simple conversión a escala decimal, para posteriormente pasarlo a valores logMAR.

Conversión de escala M a decimal:

$$Decimal = \frac{d}{M}$$

Donde:

d = Distancia a la que ve la letra M

M = número M (distancia a la cual esa letra subtende 5' de arco)

Según la bibliografía consultada se dispuso la altura del optotipo de manera que desde el suelo a la parte superior de la tercera línea de letras (0.8 logMAR) estuviera a la altura de los ojos del participante sentado (125cm).

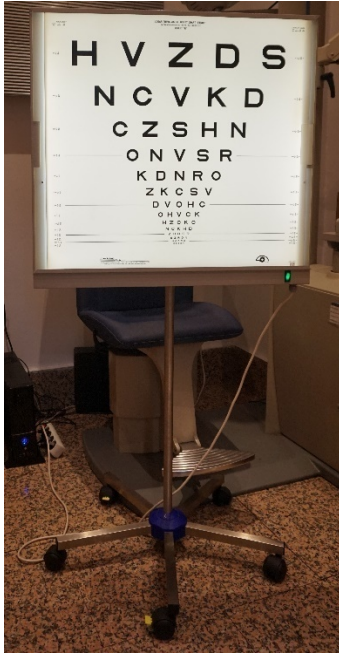


Figura 67. Test de agudeza visual ETDRS en cabina retroiluminada. Elaboración propia.

Para la determinación de la AV de lejos se le indicó al participante que leyera las letras del panel de optotipos, comenzando por la línea de mayor tamaño. Cuando en un principio no podía identificar una letra se utilizaba el método de elección forzada. La prueba continuó hasta que era evidente que el participante no era capaz de identificar cuatro o más letras de una línea o hasta que hubiera identificado correctamente todas las letras. La AV se calculó a través del valor logMAR que se indica en los paneles de optotipos para la última fila en la que el participante identifica correctamente las 5 letras. En caso de que identificara alguna letra adicional de la fila siguiente, se sustrajo 0.02 unidades logarítmicas por cada una de las letras correctamente indicadas en esa fila adicional.

5.4.2.2. Test Radner para la evaluación de la AV en visión próxima

Para la evaluación de la AV en visión próxima se utilizó el *Radner Reading test* de texto continuo en escala logarítmica (logMAR). Esta prueba ha sido validada y ampliamente utilizada tanto en población normal como en pacientes con Baja Visión.[200-205] Este test ha sido homologado en versión española con el nombre de Radner-Vissum, estando todos los parámetros estandarizados de acuerdo con EN ISO 8596 (fig.68).[206]

El test consta de varias pruebas como son tarjetas de lectura, tarjetas de números y tarjetas de C de Landolt. Para nuestro estudio se utilizaron las tarjetas de lectura. Dispone de 3 tarjetas de lectura con la misma construcción pero con la diferencia de que cambian las frases. La particularidad de esta prueba es que para tomar la medida de la AV de cerca se tienen en cuenta los fallos cometidos en la lectura del texto. La AV se determina con el valor de la última frase leída completamente, y a este dato se descontará el valor de los errores de las sílabas incorrectas.

$$AV_{cerca} = \log MAR + N^{\circ}_{sílabas} \times 0.005$$

En donde $N^{\circ}_{\text{sílabos}}$ es el número total de sílabas en las palabras leídas incorrectamente.

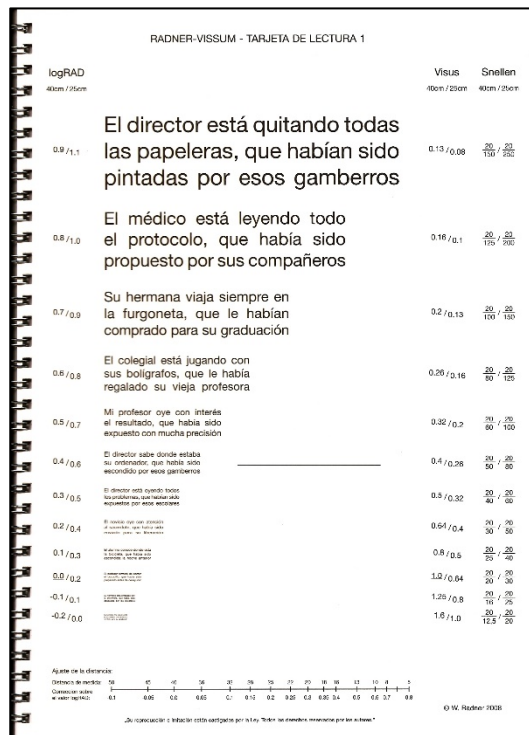


Figura 68. Test Radner-Vissum para el cálculo de la AV de cerca. Elaboración propia.

La prueba se realizó a una distancia de 40cm del texto, colocándose una adición de +2.50 D en las gafas de prueba para enfocar el test. Cuando la AV era muy baja, la distancia se modificó a 25cm, colocándose una adición de +4.00D en las gafas de prueba para enfocar el test a esa nueva distancia. La distancia se controló y midió en todo momento. Las distintas tarjetas ofrecen el valor de la AV para las distancias de 40 y 25cm. Aunque se puede calcular el valor para otras distancias añadiendo solamente el valor de corrección dado en la parte inferior de cada tarjeta (fig.68). Por ejemplo para 25cm simplemente se le añade el valor de corrección de +0.2 al valor de la escala logMAR a 40cm.

La prueba se realizó tanto en condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas, en visión binocular con su mejor compensación óptica, con la adición adecuada para enfocar el texto a la distancia de lectura, y con la interposición de los diferentes filtros selectivos de longitud de onda corta utilizados en este estudio. El orden de la selección de las tres tarjetas de lectura y de los filtros fue aleatorio.

5.4.2.3. Test CSV 1000 para la valoración de la SC en visión de lejos

El test clínico CSV 1000 (VectorVision, Greenville, Ohio, EE.UU.) se utilizó para medir la SC en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas. El test CSV 1000 mide la SC para 4 frecuencias espaciales (fig.69). La prueba se presenta en una lámina retroiluminada, cuyo nivel de luminancia es de 85 cd/m² (nivel de iluminación fotópico), situándose a una distancia del paciente de 2.44m según las instrucciones del fabricante.



Figura 69. Test para prueba de SC CSV 1000 (VectorVision, Greenville, Ohio, EE.UU.). Iluminada la primera franja espacial a analizar de 3 cpg (izquierda). Hoja de anotaciones de la prueba, en la que se ha trazado el área de SC de un sujeto normal (derecha). Tomado de www.vectorvision.com.

Las frecuencias espaciales se disponen en 4 filas (A, B, C y D) que corresponden a 3, 6, 12 y 18 cpg de ángulo visual respectivamente, de tal modo que se va iluminando fila por fila para examinar cada frecuencia espacial. Estas filas están gradadas en una escala desde 1 (alto contraste) hasta 8 (bajo contraste). El primer estímulo es una muestra con un contraste muy alto. Este formato es el de una prueba de *elección forzada*, porque se le pide al sujeto que identifique cuál de los dos círculos, si el de arriba o el de abajo, contiene el patrón rayado (fig.69 izquierda). En la tabla 12 se muestran los valores de SC para cada patrón de rejilla de la prueba. Los niveles de contraste en cada fila disminuyen de forma logarítmica en pasos de 0.17 unidades logarítmicas para los niveles de contraste del 1 al 3, y 0.15 unidades logarítmicas para los niveles de contraste del 3 al 8.

Tabla 12. Valores de cada uno de los ocho niveles de contraste, para cada una de las cuatro filas de frecuencia espacial del CSV-1000. Tomado de www.vectorvision.com.

Valores de sensibilidad al contraste para el CSV-1000									
	S	1	2	3	4	5	6	7	8
A (3 cpg)	5	10	15	22	31	43	61	85	120
B (6 cpg)	8	16	24	36	50	70	99	138	193
C (12 cpg)	4	8	12	18	25	35	50	70	99
D (18 cpg)	1.5	3	4.5	7	9.5	13	18	25	36
Valores de sensibilidad al contraste para el CSV-1000 en unidades logarítmicas									
	S	1	2	3	4	5	6	7	8
A (3 cpg)	0.70	1	1.17	1.34	1.49	1.63	1.78	1.93	2.08
B (6 cpg)	0.91	1.21	1.38	1.55	1.70	1.84	1.99	2.14	2.29
C (12 cpg)	0.61	0.91	1.08	1.25	1.40	1.54	1.69	1.84	1.99
D (18 cpg)	0.17	0.47	0.64	0.81	0.96	1.10	1.25	1.4	1.55

Los valores de normalidad del CSV 1000, facilitados por el fabricante VectorVision, se dividen en cuatro grupos de edad (tabla 13). Los grupos de 6-10 y 11-19 años pertenecen a un estudio realizado por J. Krasny et al.[207], el grupo de 20-55 años pertenecen a las mediciones preoperatorias de un ensayo clínico realizado por la FDA para la evaluación de la cirugía refractiva, en el que se examinaron 156 ojos sanos de 79 pacientes cuya media de edad era de 36.6 ± 9.02 años, y los del grupo de 50-75 años pertenecen al grupo control de personas sanas de un estudio para evaluar la relación entre la sensibilidad al contraste y el tratamiento del glaucoma.[208] Dadas las características de este estudio, en la figura 70 se representan las curvas de sensibilidad al contraste correspondientes a las personas sanas de los grupos de edad de 20-55 y 50-75 años.

Tabla 13. Valores de normalidad para cada frecuencia espacial del CSV-1000, en condiciones fotópicas de iluminación para cuatro grupos de edad. Tomado de www.vectorvision.com.

Normas de la población del CSV-1000				
Edad	6 – 10 años	11 – 19 años	20 – 55 años	50 – 75 años
A (3 cpg)	1.82±0.13	1.92±0.09	1.84 ± 0.14	1.56 ± 0.15
B (6 cpg)	2.04±0.14	2.19±0.12	2.09 ± 0.16	1.80 ± 0.165
C (12 cpg)	1.74±0.11	1.89±0.10	1.76 ± 0.17	1.50 ± 0.15
D (18 cpg)	1.29±0.11	1.42±0.12	1.33 ± 0.19	0.93 ± 0.25

(Media ± desviación estándar)

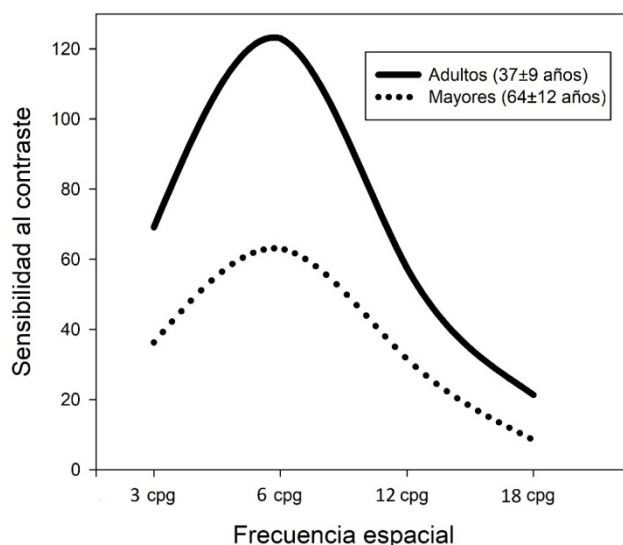


Figura 70. Curvas de normalidad de la sensibilidad al contraste con el CSV-1000 para sujetos sanos con un rango de edad de 21 a 55 años (línea continua) y sujetos mayores con un rango de edad de 50 a 75 años (línea discontinua). Tomado de www.vectorvision.com.

El procedimiento de medida para el test CSV 1000 fue el siguiente:

- El paciente porta en gafas de prueba la refracción con la que consigue la máxima AV de lejos.
- El paciente se sitúa a 2.5m de distancia del test retroiluminado para las condiciones de iluminación ambientales fotópicas (100cd/m^2) o con la sala apagada para las condiciones mesópicas (1cd/m^2).
- El paciente identifica donde está el patrón de rejilla para cada uno de los 8 niveles de contraste de las cuatro frecuencias espaciales. Las respuestas de *elección forzada* posibles, eran: “Arriba” o “abajo”.
- Las medidas se realizaron binocularmente sin y con la incorporación de los distintos filtros. El orden tanto de la condición sin filtro como con los distintos filtros fue aleatorizado.
- La medida se empezaba por la fila A (3 cpg) desde el contraste número 1 al 8, preguntando al paciente donde estaba el patrón enrejado.
- En la hoja de registro (fig.69, derecha) se apuntó el último número del patrón de rejilla identificado correctamente.
- Se repetía este procedimiento para las filas B, C y D, correspondientes a 6, 12 y 18 cpg respectivamente.

5.4.2.4. Test FACT para el examen de la SC en visión de cerca

Para la determinación de la sensibilidad al contraste de cerca de los pacientes con RP del estudio, se utilizó el test Functional Acuity Contrast Test (FACT 101 Near Point Test), (Vision Science Research Corporation, Walnut Creek, California, EE.UU.). Las dimensiones del test eran de 13x18cm (fig.71).

El test FACT proporciona una valiosa evaluación de la sensibilidad al contraste en un amplio rango de frecuencias espaciales funcionalmente significativas. Analiza cinco frecuencias espaciales mediante unos discos circulares que contienen un patrón en rejilla, sobre un fondo gris constante (corresponde a bandas de ondas sinusoidales de distintas frecuencias espacial y diferente contraste).

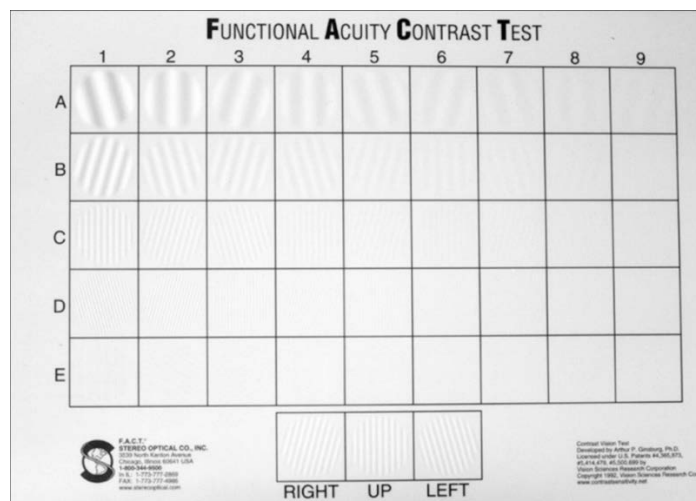


Figura 71. Test de sensibilidad al contraste para visión próxima FACT 101. Tomado de Vision Sciences Research Corporation.

Las frecuencias espaciales se disponen en 5 filas (A, B, C, D y E) que corresponden a 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg de ángulo visual respectivamente. Estas filas están gradadas en una escala desde 1 (alto contraste) hasta 9 (bajo contraste). En este formato se le pide al sujeto que identifique la orientación de las rejillas, si es derecha, arriba o izquierda, como el modelo representado en la parte inferior del test (fig.71). En la tabla 14 se muestran los valores de SC para cada patrón de rejilla de la prueba. Los niveles de contraste en cada fila disminuyen de forma logarítmica en pasos de 0.15 unidades logarítmicas. A las rejillas vistas como cero se les asigna un valor 0.3 unidades logarítmicas menores que la puntuación de la primera rejilla.

Tabla 14. Valores de cada uno de los 9 niveles de contraste, para cada una de las 5 filas de frecuencia espacial del test FACT 101 Near Point Test. Tomado de Vision Sciences Research Corporation.

Valores de sensibilidad al contraste del FACT 101 Near Point Test										
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A (1.5 cpg)	3.5	7	9	13	18	25	36	50	71	100
B (3 cpg)	5	10	15	20	29	40	57	80	114	160
C (6 cpg)	6	12	16	23	33	45	64	90	128	180
D (12 cpg)	4	8	11	15	22	30	43	60	85	120
E (18 cpg)	2	4	6	8	12	17	23	33	46	65

Continúa la tabla en la siguiente página.

Valores de sensibilidad al contraste del FACT 101 en unidades logarítmicas										
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A (1.5 cpg)	0.55	0.85	0.95	1.11	1.26	1.40	1.56	1.70	1.85	2.00
B (3 cpg)	0.70	1.00	1.18	1.30	1.46	1.60	1.76	1.90	2.06	2.20
C (6 cpg)	0.78	1.08	1.20	1.36	1.52	1.65	1.81	1.95	2.11	2.26
D (12 cpg)	0.60	0.90	1.04	1.18	1.34	1.48	1.63	1.78	1.93	2.08
E (18 cpg)	0.30	0.60	0.78	0.90	1.08	1.23	1.36	1.52	1.66	1.81

En la [tabla 15](#) se presentan los valores de normalidad en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas. Estos resultados pertenecen a un estudio realizado por Aguirre Vila-Coro, 2013 en 60 sujetos sanos (29 mujeres y 31 hombres) con una edad media de 37 ± 15 años.[151]

Tabla 15. Valores de normalidad de sensibilidad al contraste para el FACT 101, en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación (media \pm desviación estándar). Datos tomado del estudio de Aguirre Vila-Coro, 2013.[151]

Valores normales del FACT 101 Near Point Test					
Condición	A (1.5 cpg)	B (3 cpg)	C (6 cpg)	D (12 cpg)	E (18 cpg)
Fotópico	95.17 \pm 10.90	137.77 \pm 23.18	141.53 \pm 31.83	67.47 \pm 27.55	33.35 \pm 17.44
Mesópico	64.70 \pm 18.69	75.18 \pm 25.38	50.17 \pm 21.56	13.75 \pm 8.98	2.87 \pm 3.02

En la [figura 72](#) se muestran las curvas de sensibilidad al contraste correspondientes a las personas sanas de dicho estudio.

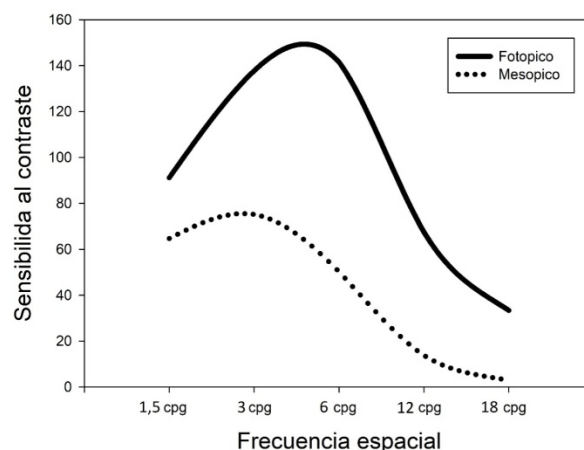


Figura 72. Curvas de normalidad de la sensibilidad al contraste en cerca con el FACT-101 para sujetos sanos en condiciones fotópicas (línea continua) y en condiciones mesópicas (línea discontinua). Curvas realizadas con los valores extraídos de la tabla 13. Datos tomados del estudio de Aguirre Vila-Coro, 2013.[151]

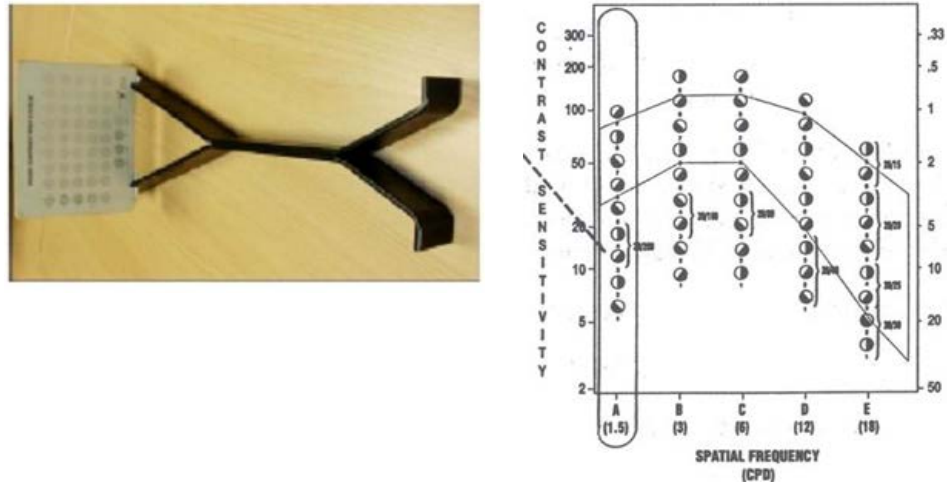


Figura 73. Soporte VCTS 6000 proporcionado por el fabricante para mantener la distancia del test FACT 101 (izquierda), y hoja de anotaciones (derecha). Tomado de Vision Sciences Research Corporation

El procedimiento de medida para el FACT 101 Near Point Test fue el siguiente:

- El paciente portaba en gafas de prueba la refracción con la adición correspondiente para la distancia de cerca.
- El paciente se situó a 40cm de distancia del test, para ello adicionalmente se colocó el test en un soporte calibrado VCTS6000, de Vision Science Research Corporation (fig.73, izquierda). El test fue iluminado con un flexo de luz regulable hasta obtener las condiciones de iluminación mesópicas ($1\text{cd}/\text{m}^2$).
- El paciente identificaba la orientación del patrón de rejilla para cada uno de los 9 niveles de contraste de las cinco frecuencias espaciales evaluadas. Las respuestas de *elección forzada* posibles eran: “derecha”, “arriba” o “izquierda”.
- Las medidas se realizaron binocularmente sin y con la incorporación de los distintos filtros. El orden tanto de la condición sin filtro como con los distintos filtros fue aleatorizado.
- La medida se comenzó por la fila A (1.5 cpd) desde el número 1 al 9, preguntando al paciente por la orientación del patrón enrejado.
- En la hoja de registro (fig.73, derecha) se apuntó el último número del patrón de rejilla identificado correctamente.
- Se repitió este procedimiento para las filas B, C, D y E.

5.4.2.5. Test de TNO para el análisis de la estereoagudeza

Para el estudio de la estereopsis se seleccionó un test diseñado en 1972 por el departamento de percepción de la compañía *The Netherlands Organisation (TNO)*. La principal ventaja que tiene el test TNO es que no se ofrecen pistas monoculares, careciendo por tanto de cualquier sugestión monocular.[149, 209-211] El estereograma muestra puntos (rojo/verde) al azar que, de forma monocular, no tienen sentido ni ofrecen ninguna información. Se realiza en visión binocular, a través de lentes rojo-verde que permiten la formación de un objeto mediante puntos ligeramente diferentes en las dos imágenes retinianas (disparidad retiniana).

Aunque esta forma de estereograma fue primeramente estudiado por Aschenbrenner,[212, 213] no se utilizó hasta que fue redescubierto y usado como una potente herramienta para estudiar la estereopsis por Juslez denominando el test como estereograma de puntos al azar.[209, 214]

El test de estereopsis de TNO, fabricado por la empresa Laméris Ootech, es distribuido internacionalmente a través de otros proveedores. Dicho test está compuesto por siete láminas (fig.74), siendo las más importantes las tres últimas para cuantificar la estereoagudeza.



Figura 74. Test de TNO. Se muestran distintas láminas que tienen que ser vistas con unas gafas con lentes rojo-verde. Tomado de Martín, 2010.[143]

Este test tiene que estar bien iluminado y realizarse a 40cm con unas gafas con lentes rojo-verde. Es importante que las láminas se muestren enfrente de la persona de forma paralela (no giradas a la derecha o a la izquierda). Mediante las láminas V, VI y VII se cuantifica la estereoagudeza en

segundos de arco (fig.75). En ellas se presenta una figura de un comecocos de forma oculta. La persona tiene que identificar la apertura del comecocos en cuatro orientaciones posibles. La estereoagudeza parte de un valor muy bajo de 480'' de arco en la parte superior de la lámina V y progresa hasta una alta estereoagudeza de 15'' de arco en la zona inferior de la lámina VII.

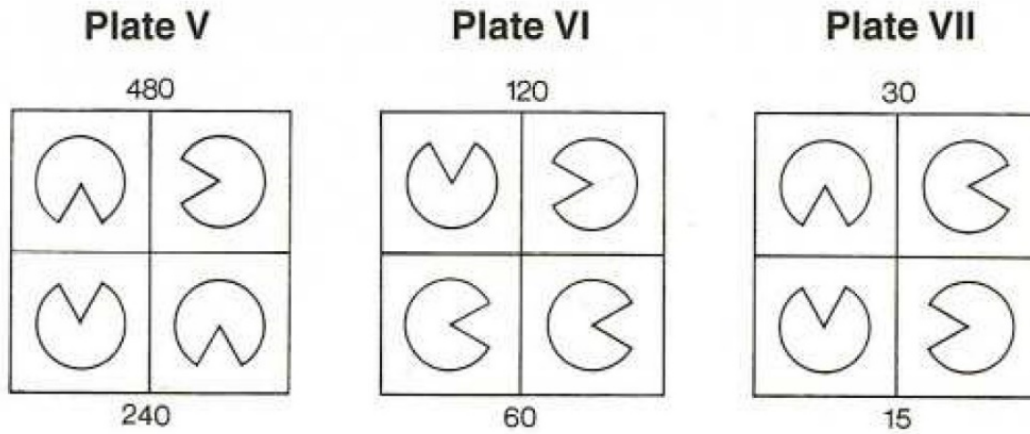


Figura 75. Resultados de las láminas V-VII del test de TNO. Tomado del manual del fabricante.

Para otras distancias de presentación del test de TNO, que sean distintas a la recomendada de 40cm, los valores para la cuantificación de la estereoagudeza pueden ser obtenidos multiplicando por un factor $\frac{40}{d}$, siendo d la nueva distancia de presentación de la prueba (en cm).

$$EAV_d = EAV_{TNO} \times \frac{40}{d}$$

Donde:

EAV_d = Estereoagudeza a una distancia d (en cm)

EAV_{TNO} = Estereoagudeza recomendada a 40cm

5.4.2.6. Test Farnsworth D-15 para la evaluación de la discriminación del color

La prueba Farnsworth D-15 está diseñada para indicar rápidamente la discriminación del color distinguiendo entre normal, anómalo, dicrómata y ceguera al color (fig.76).[215]

	PROTAN	DEUTAN	TRITAN
Tricrómatas anómalos	Protanomalia	Deuteranomalia	Tritanomalia
Dicrómatas	Protanopia	Deuteranopia	Tritanopia

Figura 76. Clasificación de discromatopsias: tricrómatas anómalos y dicrómatas en los tres ejes típicos de deficiencia cromática.

El test de Farnsworth D-15 consiste en 15 tapones de diferente color. En la parte superior de cada tapón se sitúa el pigmento que le da color, mientras que en la parte inferior está el número de la posición que le corresponde a dicho tapón (fig.77). El fundamento es que mantiene constante la saturación de todos los colores variando el tono. La luminancia se mantiene constante ya que esta prueba se tiene que hacer con un iluminante con un espectro de emisión homogéneo, mediante una lámpara con una temperatura de color de 6500º Kelvin. La selección de los tonos está en función de las líneas pseudoisocromáticas de confusión de las discromatopsias.



FARNSWORTH DICHOTOMOUS TEST for Color Blindness—Panel D-15

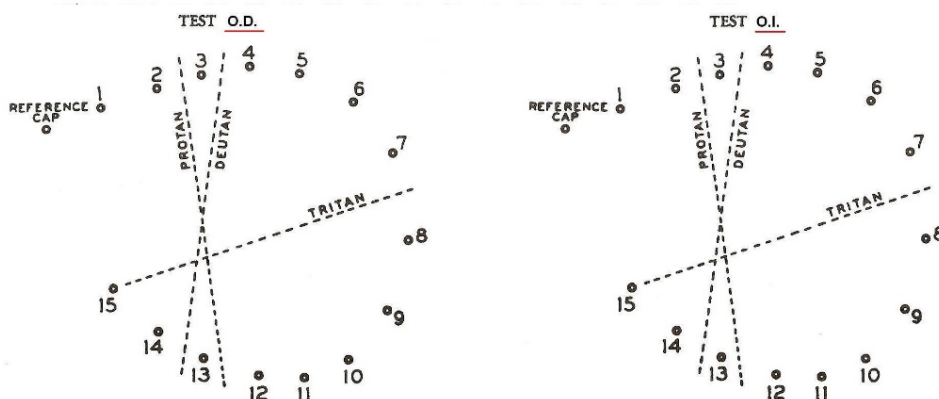


Figura 77. Test Farnsworth D-15 en la parte superior y la hoja de anotación en la parte inferior. Tomado del manual del fabricante

Partiendo del tapón de color de referencia, fijado de forma permanente en el extremo izquierdo del estuche, el sujeto tiene que ir colocando los demás tapones de color en el orden en que el tono se asemeja más al tapón anterior. El paciente, durante la realización del test, debe llevar puestos unos guantes de algodón para evitar dañar la superficie de cada tapón, y de esta manera preservar intactas las características espectrales de los pigmentos.

Para la evaluación de la discriminación del color y antes de empezar se le explica al sujeto en qué consiste la prueba que hay que realizar. La prueba se realiza en visión monocular, colocando un parche en el ojo no examinado. El sujeto se pone los guantes para no estropear los pigmentos. Después los 15 tapones se depositan sobre la mesa de forma aleatoria, estando atentos durante la realización de la prueba de que el sujeto no de la vuelta a ningún tapón y pueda ver el número colocado en la parte inferior.

Mirando el tapón de referencia, el paciente debe buscar el tapón cuyo color más se aproxime a él y colocarlo a continuación. De esta forma se continúa emparejando el resto de los colores para que finalmente queden todos ordenados según la discriminación cromática del sujeto. A continuación se procede a cerrar el estuche, se voltea y se abre descubriendo el orden de los números con la nueva disposición de los tapones. Se anotan los números en las hojas de puntuación en el orden en que fueron organizados por el sujeto. Después, mediante una regla, se trazan en el diagrama unas líneas conectando los puntos en el orden que se registró, siempre partiendo del tapón de referencia. De esta forma se verá si existe alguna divergencia con respecto a la disposición correcta de los colores. La tendencia de los cruces de las líneas determina la deficiencia al color que presenta el sujeto. Para ello en el gráfico de la hoja de anotaciones están indicados los tres ejes típicos que son tritán, deután y protán. Se considera anomalía cuando al menos hay dos líneas que se cruzan en aproximadamente la misma dirección. Después de registrar el orden de los números en la hoja de anotación, el examinador deposita nuevamente los tapones sobre la mesa de forma aleatoria, repitiendo la prueba de nuevo en el otro ojo.

En la [figura 78](#) se muestra el ejemplo del ojo izquierdo de una paciente con RP de nuestro estudio con una tritanomalía adquirida debido a su enfermedad.

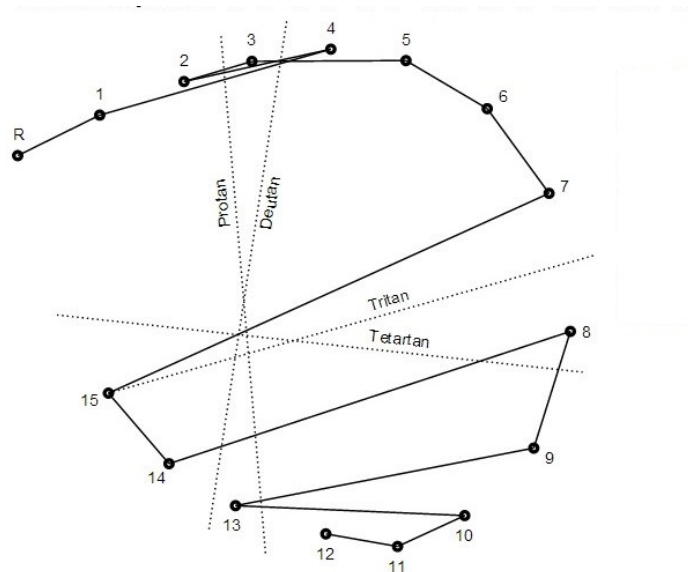


Figura 78. Resultado del test Farsworth D-15 del ojo izquierdo de la paciente con RP número 25 de nuestro estudio. Elaboración propia.

5.4.2.7. Software Halo v.1.0 para la determinación de la Distorsión Luminosa Ocular

La determinación de la distorsión luminosa ocular fue realizada mediante el software *Halo v1.0*, creado y desarrollado por el *Laboratorio de Ciencias de la Visión y Aplicaciones* (Universidad de Granada, España). El software es gratuito y se puede descargar e instalar en un ordenador con un monitor previamente calibrado desde la página web del laboratorio: <http://www.ugr.es/~labvisgr/>

La prueba se llevó a cabo utilizando un monitor LCD con resolución de 1024×768 píxeles. La pantalla presentaba un fondo oscuro sobre el que se visualizaba una fuente de luz blanca central (luminancia = 171.9cd/m²) rodeado de puntos de color gris claro (luminancia = 62cd/m²) dispuestos en 12 semi-ejes radiales equidistantes espaciados a intervalos de 30°. Un total de 36 estímulos periféricos se presentaron en 12 semi-ejes radiales, es decir, 3 estímulos se presentaron en cada semi-eje. El punto central subtendía un ángulo de 0.38° (20 pixel de radio) a una distancia de 2 m y los estímulos periféricos subtendían un ángulo de 0.04° (2 pixel de radio) o 0.06° (3 pixel de radio) a la misma distancia. Es importante tener en cuenta que, aunque la luminancia del estímulo principal (171.9cd/m²) está dentro del rango fotópico, el paciente está situado lo suficientemente lejos y la zona del estímulo es lo suficientemente pequeña como para considerar que la prueba visual se realiza en condiciones de baja iluminación (<0.05 lux medidos en la posición del paciente).

Los parámetros espaciales del halo se fijaron en función de la AV de cada paciente. Los pacientes fueron divididos en 2 grupos de acuerdo con su AV y con la selección de los estímulos utilizados.

En pacientes con valores de AV logMAR inferiores a 0.4 (grupo 1), el radio del punto central fue de 20 píxeles y el radio de los 36 estímulos periféricos fue de 2 píxeles, que subtiende un ángulo de 0.38° y 0.04° , respectivamente. El radio máximo de cada semi-eje fue de 50 píxeles (el estímulo más distante del centro al estímulo principal). Sin embargo, con esta configuración, los pacientes con valores de AV logMAR superiores o iguales a 0.4 (grupo 2) tenían dificultades para detectar los estímulos periféricos y con frecuencia no podían detectar los estímulos presentados. Por lo tanto, para los sujetos con un mayor deterioro visual, los resultados obtenidos con esta configuración mostraban el valor máximo del índice de alteración visual (VDI = 1), y se perdía toda la información pertinente con respecto a la capacidad de discriminación visual. Para conseguir un índice de alteración preciso en este grupo de pacientes, el tamaño de los estímulos periféricos se aumentó a 3 píxeles, que subtiende un ángulo de 0.06° desde la posición del observador. En este caso, el radio máximo fue de 60 píxeles, para compensar el incremento en el tamaño de estímulos periféricos y para extender la región de la detección del estímulo. Para el estudio del test Halo en esta Tesis Doctoral, al igual que en otros estudios con pacientes con enfermedades oculares,[161] se utilizó un peso de uno, lo cual indica que se presentó cada estímulo una sola vez.

Los parámetros espaciales vienen representados gráficamente en la siguiente figura:

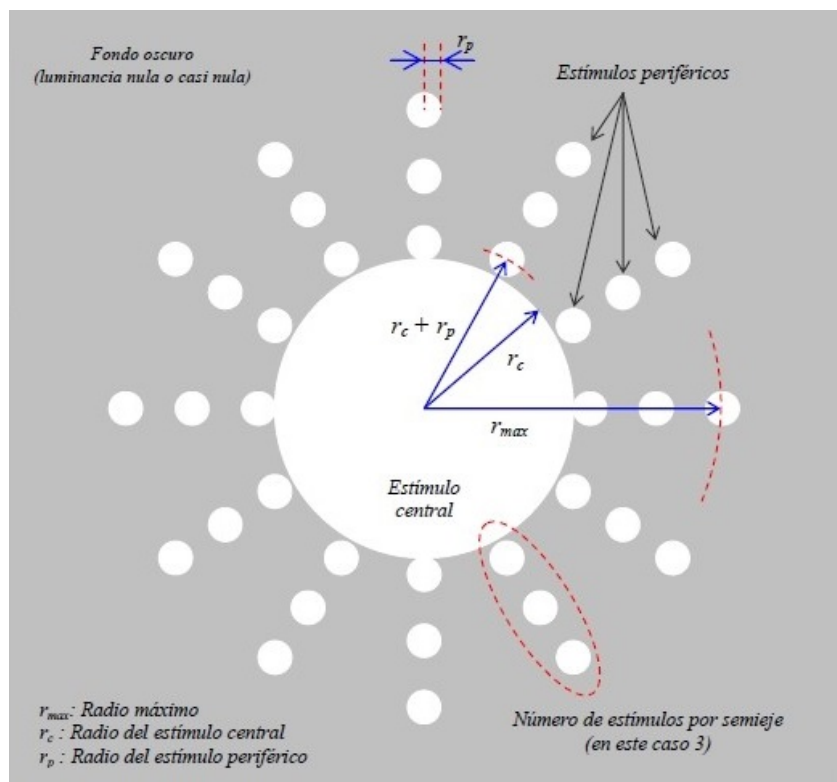


Figura 79. Esquema gráfico de los parámetros espaciales utilizados en el test Halo. Tomado del manual Halo v.1.0.

El software proporciona el valor del índice de alteración visual o “*Visual Disturbance Index*” (VDI). Este índice tiene en cuenta la distancia de cada estímulo periférico no detectado al centro del estímulo principal. Para el estudio de esta Tesis se ha utilizado el índice de alteración cuadrático, definido como el cociente entre el área total de los estímulos no detectados por el sujeto alrededor de la fuente central (o área tapada), dividido por el área total de los estímulos presentados al sujeto. El parámetro VDI toma valores de 0 a 1, siendo los valores más altos los que sugieren una menor capacidad de discriminación visual y, por lo tanto, una mayor alteración de la visión. El valor VDI se calculó para cada paciente en las distintas condiciones evaluadas.

La prueba se llevó a cabo tras un período de adaptación a la oscuridad de 20 min. La evaluación se realizó monocularmente, a una distancia de 2 m (6.56 pies), con la mejor compensación óptica para la visión de lejos. Se aseguró que no hubiese otras fuentes de luz, excepto la luminancia de la pantalla de la prueba, que pudiesen influir en los resultados del examen.

Para la realización de la prueba se colocó la cabeza del paciente en una mentonera con la frente y la barbilla apoyada y se le pidió que fijara su vista en una fuente de luz central, mientras que los diferentes estímulos periféricos radiales se presentaban al azar. Se pidió al paciente que pulsara un interruptor cada vez que fuera capaz de discriminar cada uno de los estímulos de luz radiales presentados. Todos los estímulos de luz radiales no discriminados permitieron definir un área en la que los estímulos no podían ser vistos debido a las distorsiones luminosas oculares producidas por la fuente de la luz central. Antes de comenzar las pruebas se realizó un ensayo piloto que fue descartado para permitir que los pacientes se familiarizaran con la prueba. Posteriormente se procedió a la realización de la prueba en tres condiciones distintas: sin filtro, con filtro CSR 1 y con filtro CSR 2a, de forma monocular. Tanto la condición del filtro como la elección del ojo se realizó de forma aleatoria.

Un ejemplo del resultado de la prueba se puede ver en la [figura 80](#), donde aparece una X de color rojo cuando el sujeto no ha detectado un estímulo. Esta área de color rojo representa el área tapada por la distorsión luminosa ocular.

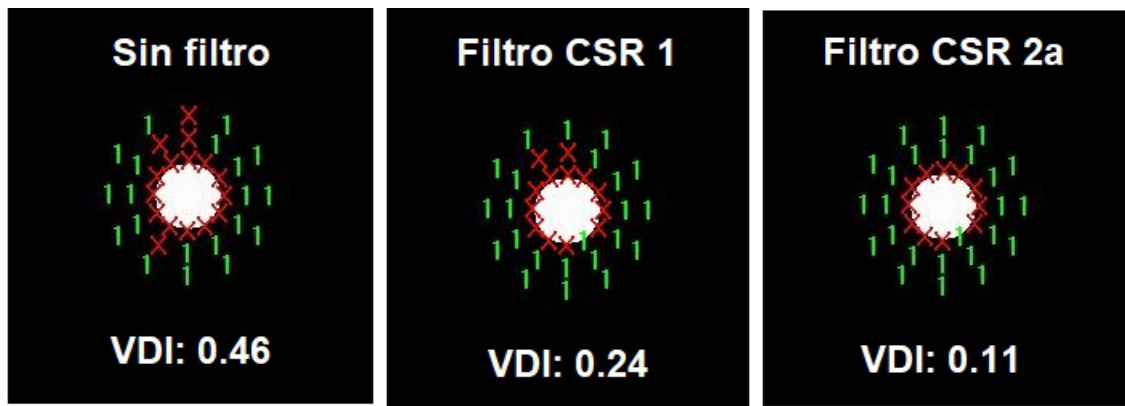


Figura 80. Ejemplo representativo de la distorsión luminosa ocular del ojo izquierdo del paciente con RP número 27 de nuestro estudio, sin filtro (izquierda), con filtro CSR 1 (centro) y con filtro CSR 2a (derecha). Elaboración propia.

5.4.3. Cuestionarios

En esta Tesis Doctoral se realizaron dos cuestionarios para evaluar las características visuales de los pacientes. Ambos cuestionarios fueron leídos y rellenados por el Optometrista, durante el periodo de adaptación a la oscuridad (20') mientras los pacientes portaban un antifaz negro:

- Cuestionario diseñado ad-hoc para este estudio con objeto de analizar la sintomatología asociada a la RP y su relación con la edad de aparición de cada uno de los síntomas.
- Cuestionario VFQ-25 para conocer la calidad de vida asociada a la visión.

5.4.3.1. Cuestionario de sintomatología asociada a la RP

Los cuestionarios de sintomatología visual representan una gran oportunidad de conocer los problemas que tienen los pacientes relacionados con su visión, y así intentar buscar la mejor manera de poder rehabilitar a la persona en cada una de esas alteraciones encontradas. A continuación en la [tabla 16](#) se muestra el cuestionario utilizado en este estudio sobre la presencia de una serie de síntomas relacionados con la RP. A todos los pacientes se les explicó cada uno de los síntomas con ejemplos y se aseguró que entendieran lo que se les estaba explicando. El paciente debía decirnos si tenía ese síntoma y la edad de comienzo del mismo.

Tabla 16. Cuestionario de sintomatología utilizado en nuestro estudio.

Sintomatología			
Síntomas	Edad aparición (años)	Síntomas	Edad aparición (años)
<input type="checkbox"/> Ceguera nocturna		<input type="checkbox"/> Fotofobia	
<input type="checkbox"/> Disminución campo visual		<input type="checkbox"/> Deslumbramiento discapacit.	
<input type="checkbox"/> Disminución agudeza visual		<input type="checkbox"/> Fotopsias	
<input type="checkbox"/> Pérdida de contraste		<input type="checkbox"/> Metamorfopsia	
<input type="checkbox"/> Alteración de colores		<input type="checkbox"/> Miodesopsia	
<input type="checkbox"/> Probl. adaptación oscuridad		<input type="checkbox"/> Escotomas centelleantes	
<input type="checkbox"/> Otros síntomas		<input type="checkbox"/> Otros síntomas	

5.4.3.2. Cuestionario de calidad de vida asociado a la visión VFQ-25

Las medidas clínicas realizadas a los pacientes con enfermedades crónicas oculares, como por ejemplo la AV, el campo visual, la tomografía de coherencia óptica o la presión intraocular no reflejan los efectos sobre la calidad de vida en general o sobre las limitaciones que tiene la persona. Por ello, en la salud visual, cada día cobra más importancia la calidad de vida percibida por los sujetos relacionada con su visión.[216-218] Para el estudio de la calidad de vida percibida, en esta Tesis Doctoral se utilizó el cuestionario del *National Eye Institute* (NEI) VFQ-25 (*Visual Function Questionnaire* de 25 ítems) (Anexo VIII).[219] Este cuestionario ha sido ampliamente validado y traducido a varios idiomas.[220-227] La versión en inglés y en español se puede descargar de forma gratuita desde la página de BiblioPRO (www.bibliopro.org). Un aspecto muy importante de este cuestionario es la repetibilidad. Gómez Castillo et al., evaluaron los resultados realizados en distintas mediciones y concluyeron que la escala VFQ-25 era estable, confiable y reproducible.[227]

Como las enfermedades oculares que producen pérdida irreversible de la visión tienden a impactar en todas las dimensiones de la vida de la persona, el cuestionario VFQ-25 mide aspectos más amplios de salud, de bienestar emocional y funcionamiento social.[228-230]

Este cuestionario se divide en diferentes sub-escalas. En la [tabla 17](#) se muestran los ítems asociados a cada sub-escala del VFQ-25 para poder ser promediados.[220]

Tabla 17. Sub-escalas del cuestionario VFQ-25 en las que aparecen los ítems asociados a cada una de ellas para poder ser promediados. Tomado de Mangione, 2000.[219]

Sub-escala	Número de ítems	Ítems para ser promediados
Salud general	1	1
Visión general	1	2
Dolor ocular	2	4, 19
Visión de cerca	3	5, 6, 7
Visión de lejos	3	8, 9, 14
Actividad social	2	11, 13
Salud mental	4	3, 21, 22, 25
Dificultades de rol	2	17, 18
Dependencia	3	20, 23, 24
Conducción	3	15c, 16, 16a
Visión del color	1	12
Visión periférica	1	10

Las preguntas del cuestionario VFQ-25 tienen 5 o 6 respuestas, valoradas de 0 a 100. De tal manera que el valor más alto representa un buen funcionamiento en el ítem examinado. Para calcular el valor general de este cuestionario, se suman todos los ítems y se divide por la cantidad de los que se han respondido (sin tener en cuenta los que se han dejado en blanco).

$$Puntuación\ total = \frac{Puntuación\ de\ cada\ ítem}{N^o\ total\ de\ ítems\ respondidos}$$

El resultado de la puntuación total está entre 0-100 para expresar la calidad de vida percibida relacionada con la visión; siendo “100” el mejor valor posible y “0” el valor más bajo.[219]

5.4.4. Filtros ópticos

Para la realización de esta Tesis Doctoral se utilizaron 4 lentes oftálmicas montadas en argollas para utilizarlos en las gafas de prueba. Todas ellas presentaban tratamiento antirreflejante para maximizar la transmitancia, suprimiendo la luz reflejada residual. Las lentes fueron:

- Control: Lente transparente utilizada en la evaluación de la función visual en condiciones de iluminación tanto mesópicas como fotópicas.
- Filtro CSR 1A: Lente con filtro de absorción parcial de longitudes de onda corta (CSR1, PRATS, España) utilizado en la evaluación de la función visual en condiciones mesópicas de iluminación.
- Filtro CSR 2A: Lente con filtro de absorción total de longitudes de onda inferiores a 450nm (CSR2a, PRATS, España), utilizado en la evaluación de la función visual tanto en condiciones de iluminación mesópicas como fotópicas.

- Filtro CSR 2B: Lente con filtro de absorción total de longitudes de onda inferiores a 450nm más adición de pigmento atenuador gris (CSR2b, PRATS, España), utilizado en la evaluación de la función visual en condiciones fotópicas de iluminación.

En la [figura 81](#) se muestran las curvas de transmitancia de los diferentes filtros, utilizados en condiciones fotópicas de iluminación, medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350 (Zeiss Humphrey Systems, Alemania).

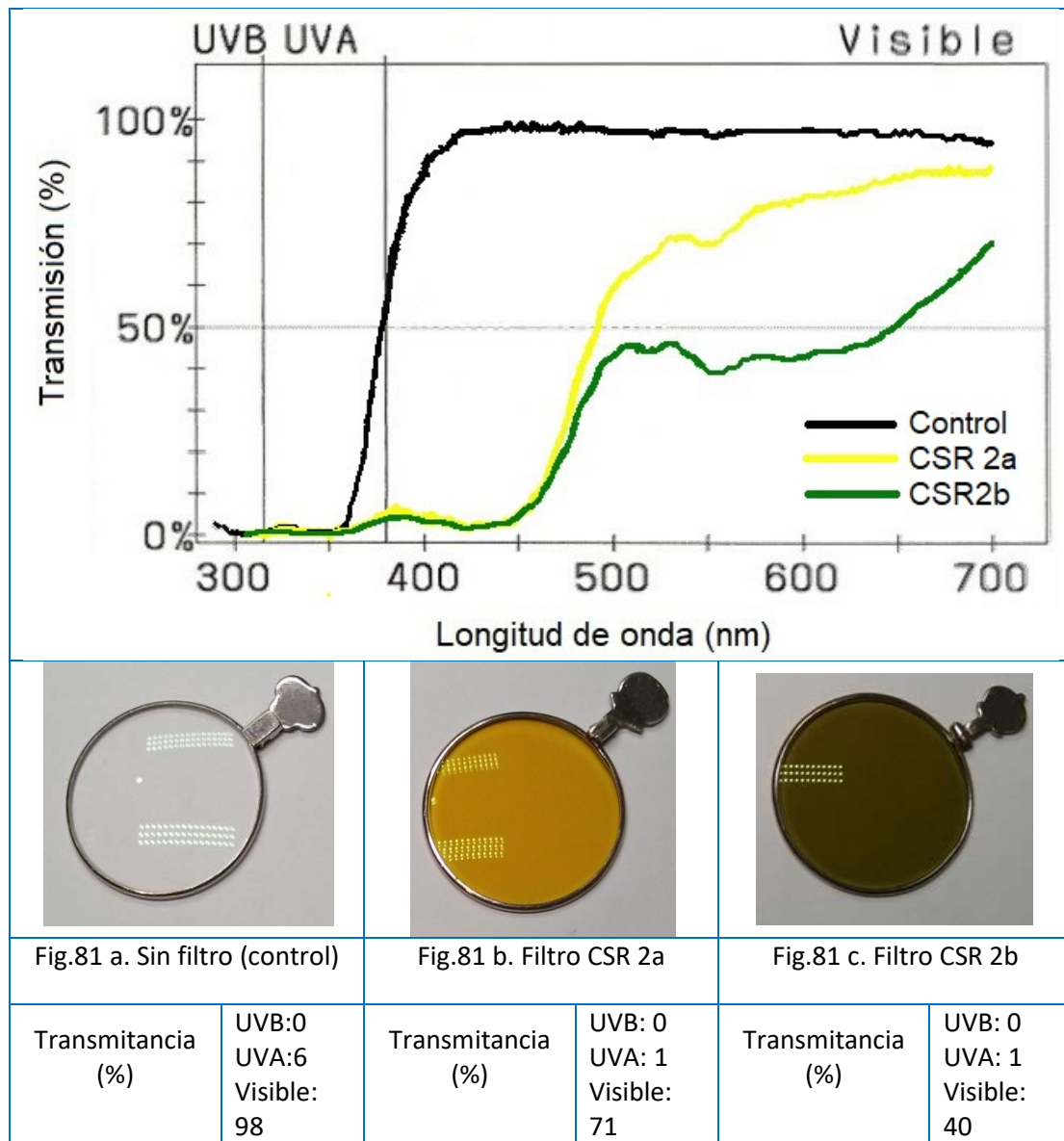


Figura 81. Curvas de transmitancia de los filtros utilizados en este estudio en condiciones fotópicas. Figura 81a lente control sin filtro. Figura 81b lente con filtro CSR2a. Figura 81c lente con filtro CSR 2b. Todos los lentes llevaban tratamiento antirreflejante adicional. Elaboración propia.

En la [figura 82](#) se muestran las curvas de transmitancia de los diferentes filtros, utilizados en condiciones mesópicas de iluminación, medidos con el espectrofotómetro Humphrey Lens Analyzer 350 (Zeiss Humphrey Systems, Alemania).

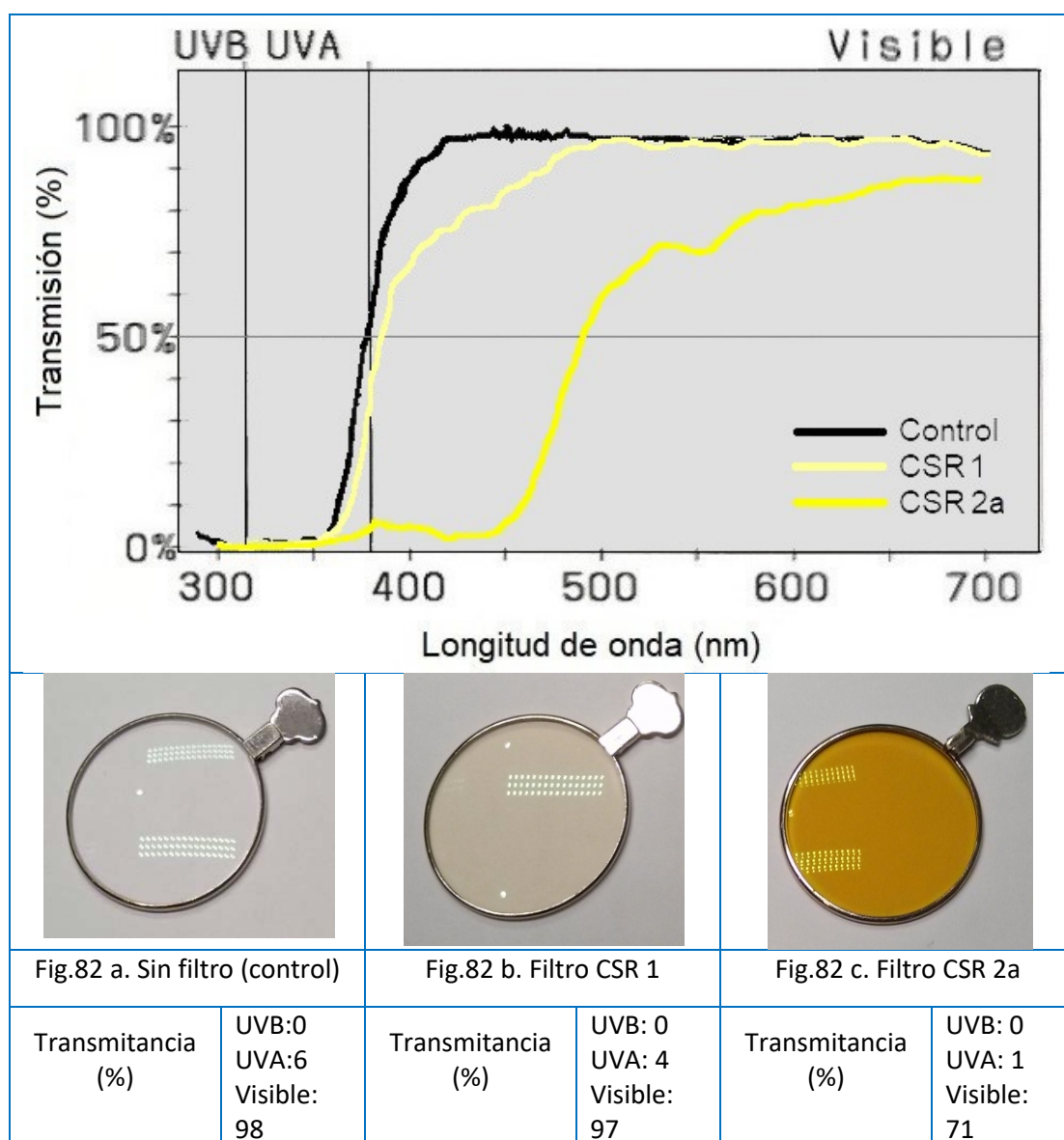


Figura 82. Curva de transmitancia de los filtros utilizados en este estudio en condiciones mesópicas. Figura 82a lente control sin filtro. Figura 82b lente con filtro CSR1. Figura 82c lente con filtro CSR 2a. Todos los lentes llevaban tratamiento antirreflejante adicional. Elaboración propia.

5.5. Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el programa Statgraphics Centurion XVI.I versión 16.1.11 (Statpoint Technologies Inc., Warrenton, Virginia, EE.UU.), considerándose un nivel de significación global de 0.05.

Se realizó una estadística descriptiva para analizar tanto las características de la muestra como los valores medios de cada una de las variables analizadas.

El test t-student monolateral para muestras pareadas se utilizó para evaluar diferencias entre variables que pertenecen a un mismo individuo, como el análisis de diferencias entre la compensación óptica previa y la mejor compensación sobre la agudeza visual, para determinar el efecto de la iluminación sobre cada una de las variables de la función visual evaluadas o para analizar el efecto de los diferentes filtros en la función visual tanto en condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas.

Adicionalmente, se utilizó el test ANOVA simple para la comparación de medias de tres o más grupos, como en el caso de analizar diferencias en la calidad de vida en función del grado de retinopatía, del tiempo de evolución de la enfermedad o del diagnóstico funcional de RP.

Finalmente, se utilizaron técnicas estadísticas de regresión lineal para estudiar la relación entre variables, como el estudio de la correlación entre el campo visual y la agudeza visual o la relación de la distorsión luminosa ocular al interponer cada filtro respecto al control.

RESULTADOS

6. RESULTADOS

6.1. Características de la muestra

El estudio estuvo formado por un total de 61 personas afectadas por RP. Del total de la muestra, 4 personas fueron excluidas por no cumplir con los criterios de inclusión, ya que su AV mejor compensada no fue la mínima requerida para este estudio. No hubo ninguna persona que declinara su participación en el estudio, ni tampoco hubo pérdidas de seguimiento, dado que para todos los participantes se realizaron todas las pruebas de función visual, en el orden aleatoriamente asignado, en una sesión fotópica y la otra mesópica. De las 57 personas restantes, se excluyó uno de los ojos de 5 pacientes por presentar sólo percepción de luz en ese ojo. En el estudio de esta Tesis Doctoral, se utilizaron los dos ojos puesto que la RP es una enfermedad que puede producir cambios, tanto retinianos como opacidades del cristalino, de manera distinta en cada uno de los ojos.

La muestra final consistió en 109 ojos (55 ojos derechos y 54 ojos izquierdos) de 57 personas con RP (31 mujeres y 26 hombres), con una edad media de 49.0 ± 11.7 años. Todos los sujetos tenían una campimetría reciente. El campo visual medio de la muestra fue de $11.49 \pm 5.21^\circ$ (valor mínimo = 4° y el valor máximo = 25°). Se clasificó a los participantes según el estado funcional de la enfermedad (tabla 18). La muestra fue dividida en 3 grupos en función del grado de la retinopatía de forma que 4 pacientes presentaron un grado de RP leve, 18 personas con RP moderada y RP severa 35 personas.

Tabla 18. Clasificación para el diagnóstico funcional de la enfermedad (CIE-10).

DIAGNÓSTICO FUNCIONAL
<input type="checkbox"/> Visión normal o ambliopía leve ($AV \geq 0.8$ decimal)
<input type="checkbox"/> Deficiencia visual leve ($AV = 0.5-0.7$ decimal y/o $CV > 30^\circ$ o defecto cuadrantanópsico)
<input type="checkbox"/> Deficiencia visual moderada ($AV = 0.4-0.3$ decimal y/o $CV > 10-30^\circ$ o defecto hemianópsico)
<input type="checkbox"/> Deficiencia visual severa ($AV < 0.3$ decimal y/o $CV < 10^\circ$ o escotoma central)
<input type="checkbox"/> Amaurosis

En cuanto al estado del cristalino, 63 ojos tenían cristalinios sanos, 15 ojos tenían cataratas y 31 ojos eran pseudofáquicos con implante de lente intraocular (LIO) monofocal. Ninguno de los ojos presentaba una LIO con filtro de absorción adicional de longitudes de onda corta.

La AV media de la muestra con su compensación habitual (compensación previa) y con la mejor compensación (nueva compensación) se presenta en la tabla 19 y en la figura 83, observándose una mejora estadísticamente significativa entre ambos valores. Del total de la muestra, tras la nueva compensación óptica, un 63% de los pacientes mejoraba la AV en al menos un ojo en un valor ≥ 0.1 logMAR.

Tabla 19. AV monocular de contraste 100% con la compensación previa del paciente y tras la nueva compensación.

Notación logMAR	AV Compensación previa	AV Nueva compensación	p-valor
OD	0.50±0.56	0.37±0.57	<0.0001 *
OI	0.58±0.73	0.46±0.76	<0.0001 *

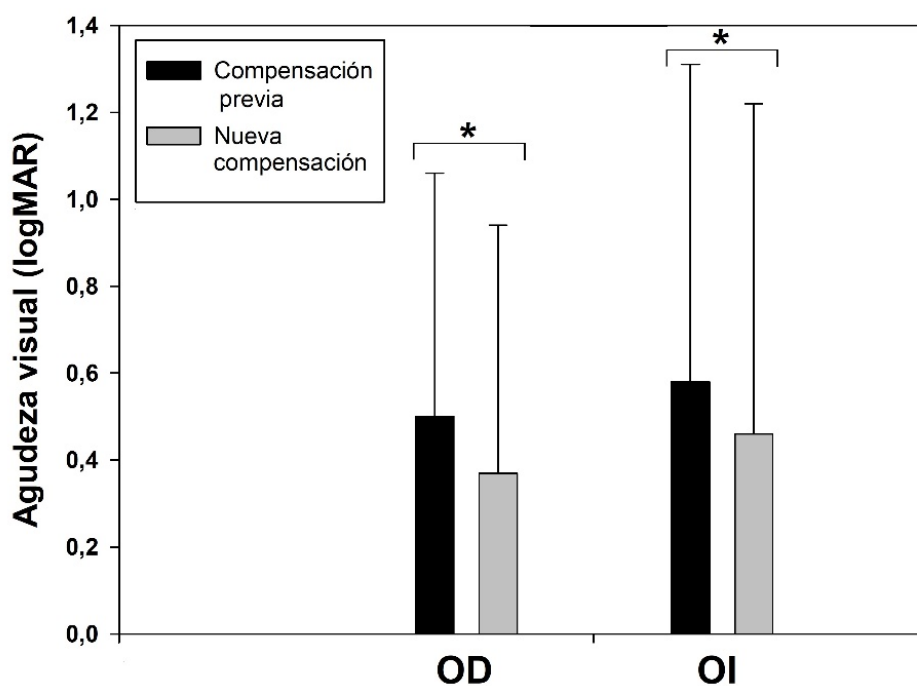


Figura 83. AV monocular de contraste 100% con la compensación previa del paciente y tras la nueva compensación. Se muestran los valores medios y sus desviaciones, así como la significación estadística.

En cuanto a la prevalencia de los diferentes errores refractivos, se observó que en la muestra analizada únicamente el 8.8% de los pacientes eran emétopes, siendo el equivalente esférico (EE) medio de la muestra -0.45 ± 2.20 D (valor mínimo = -9.25 D y el valor máximo = $+6.25$ D). En la [tabla 20](#) y en la [figura 84](#) se analiza la frecuencia de cada uno de los diferentes errores refractivos encontrados. Basado en el método de análisis de Kinge et al., se consideró como emetropía los valores entre -0.25 y $+0.25$ D de esfera,[231] mientras que para el astigmatismo se consideró el valor de -0.50 D a partir del cual se degrada la agudeza visual.[232]

Tabla 20. Distribución de errores refractivos en los pacientes con RP del estudio.

Error refractivo	Frecuencia
Emetropía	8.8%
Miopia	2.6%
Hipermetropía	1.8%
Astigmatismo miópico simple	14.9%
Astigmatismo miópico compuesto	21.9%
Astigmatismo hipermetrópico simple	3.5%
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	20.2%
Astigmatismo mixto	26.3%

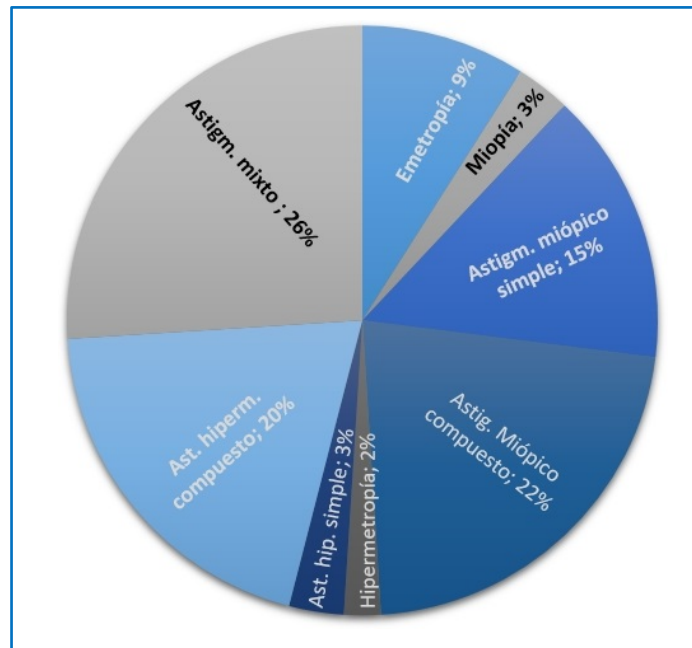


Figura 84. Representación gráfica en diagrama de sectores de la distribución de los errores refractivos de la muestra de pacientes con RP.

En función del estado del cristalino (sano, pseudofáquico y cataratas), se analizó el estado refractivo y se observó un $EE = -0.61 \pm 2.60$ D y $AV = 0.27 \pm 0.31$ logMAR para los ojos con cristalino sano, $EE = -0.04 \pm 0.97$ D y $AV = 0.34 \pm 0.29$ logMAR en los ojos pseudofáquicos y $EE = -0.67 \pm 2.07$ D y $AV = 0.30 \pm 0.15$ logMAR para los ojos con cataratas. En la [figura 85](#) se muestra más detalladamente las características refractivas de los pacientes (según el estado de su cristalino), en el eje de abscisas se representa el valor esférico y en el eje de ordenadas el valor cilíndrico de los datos de cada ojo de las personas de la muestra. Se han trazado unas líneas discontinuas en gris claro que marcan los valores que se han considerado como emetropía de entre -0.25 y $+0.25$ D de esfera y -0.50 D de astigmatismo.

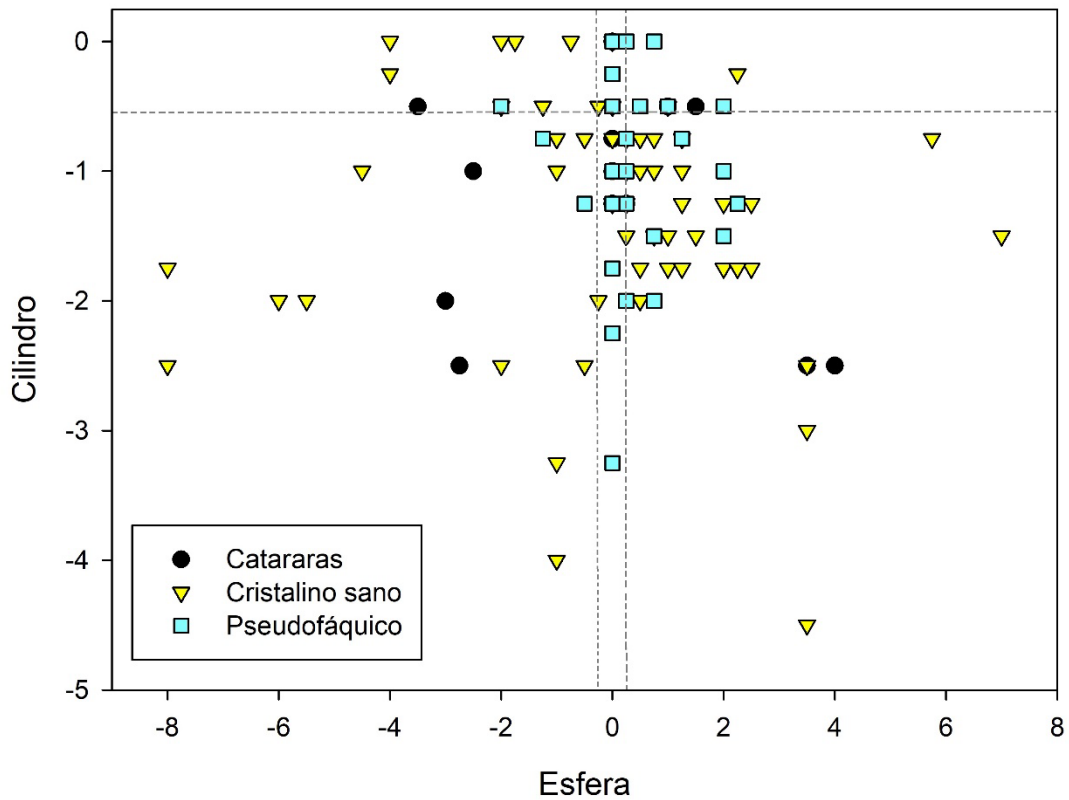


Figura 85. Error refractivo esférico y astigmático (D) de los ojos analizados en función del estado del cristalino (sano, pseudofáquico o cataratoso).

A continuación se presentan los resultados de la correlación entre el campo visual y la AV de cada ojo en los sujetos con RP. En la [figura 86](#) se muestra una nube de puntos muy dispersa que no se ajusta a la recta de regresión lineal $y = 0.33 - (0.003 \times X)$

Estos resultados no son estadísticamente significativos ($p = 0.58$), siendo el coeficiente de correlación lineal próximo a cero ($r=0.055$), indicando que no existe ninguna relación entre las variables.

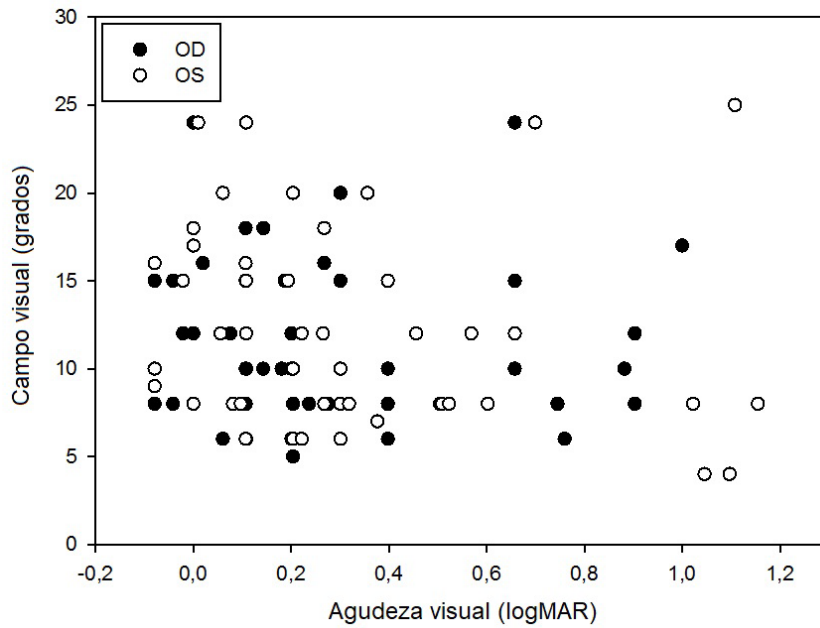


Figura 86. Relación entre la AV y el CV en los pacientes con RP del estudio.

Para caracterizar la visión del color, de la muestra de sujetos con RP de este estudio, se utilizó el test de Farnsworth D-15 por ser una prueba rápida que ofrece una buena clasificación entre sujetos normales y con deficiencia cromática. En la [figura 87](#) a la izquierda se muestra el número de ojos según la deficiencia cromática, y a la derecha se representa el diagrama en porcentajes. Un sujeto presentaba en sus dos ojos una protanopía congénita, mientras que un 56% presentaba una alteración adquirida de la visión cromática. La deficiencia cromática principal encontrada fue del tipo tritan.

Defecto	Nº de ojos
Normal	46
Tritan	47
Protan	2
Deutera	0
Inespecífico	10
Ceguera al color	4

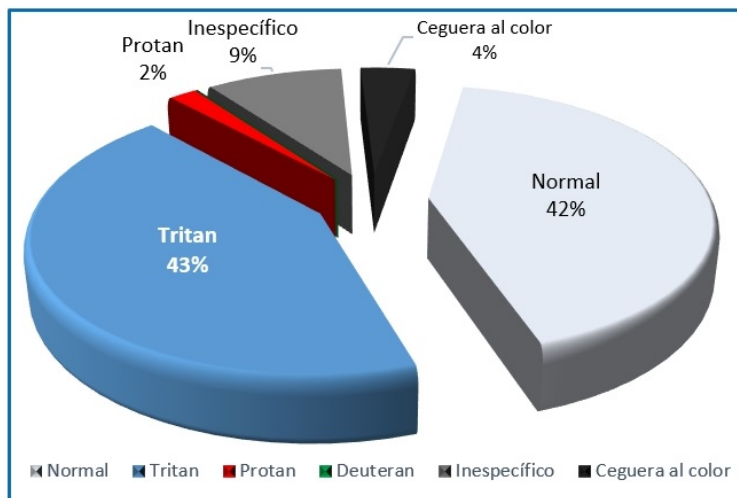


Figura 87. Clasificación del tipo de deficiencia en la visión cromática de los sujetos con RP del estudio. Sobre estas líneas el número de ojos según el defecto, y a la derecha el diagrama en porcentajes.

6.2. Sintomatología visual y calidad de vida asociada a la visión en pacientes con RP

Los cuestionarios de calidad de vida percibida representan la oportunidad de conocer los problemas reportados por los pacientes en relación con la visión. En los siguientes epígrafes se presentan resultados obtenidos del cuestionario diseñado ad-hoc para este estudio sobre sintomatología visual de pacientes con RP y de calidad de vida relacionados con la visión obtenidos a través del cuestionario VFQ-25. Para su análisis, se realizó una estadística descriptiva de las diferentes variables evaluadas y adicionalmente se aplicó el test estadístico ANOVA simple para analizar el efecto de la puntuación global VFQ-25 en función del grado de retinopatía y del tiempo de evolución de la enfermedad.

6.2.1. Cuestionario de sintomatología visual

Los resultados obtenidos del cuestionario de sintomatología visual mostraron que los síntomas más frecuentes observados en los pacientes con RP fueron la disminución del CV (reportado por el 98% de los pacientes), la ceguera nocturna (reportado por el 96% de los pacientes) y el deslumbramiento (reportado por el 91% de los pacientes). Sin embargo, los síntomas menos prevalentes fueron la fotofobia y los escotomas centelleantes. Como era de esperar, un alto porcentaje de pacientes indicó disminución de la agudeza visual, disminución del contraste, alteración en la discriminación de los colores, problemas de adaptación a la oscuridad, fotopsias y miodesopsias.

Además, se analizó la edad media de aparición de los diferentes síntomas percibidos que permiten apreciar la evolución media de la enfermedad. Los resultados mostraron que el primer síntoma que aparece es la ceguera nocturna entorno a los 20 ± 13 años, seguido de los problemas de adaptación a la oscuridad entorno a los 26 ± 16 años, para desarrollarse el resto de los síntomas alrededor de los 30 años.

En la [figura 88](#) se muestra una representación gráfica, y en la [tabla 21](#) se muestran los porcentaje de los sujetos que presentan cada síntoma junto con la edad media de aparición.

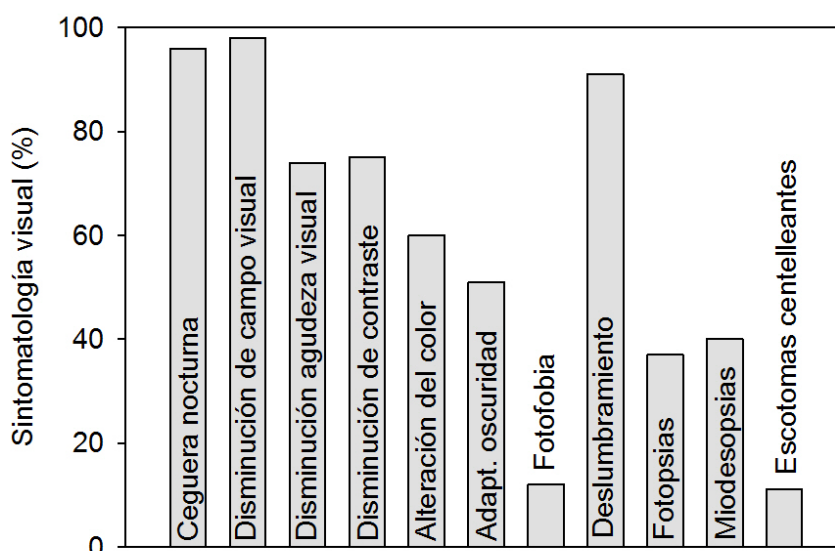


Figura 88. Diagrama de barras que representa el porcentaje de pacientes con RP que reporta sufrir cada uno de los síntomas asociados a la RP.

Tabla 21. Síntomatología más frecuentemente observada en los pacientes con RP. Porcentaje de sujetos que presentan el síntoma y edad media de aparición (media \pm desviación estándar).

Síntoma	% pacientes	Edad aparición (años)
Ceguera nocturna	96	20 \pm 13
Disminución de campo visual	98	29 \pm 12
Disminución de agudeza visual	74	31 \pm 13
Disminución de la sensibilidad al contraste	75	33 \pm 15
Alteración de la visión de los colores	60	32 \pm 17
Problemas en la adaptación a la oscuridad	51	26 \pm 16
Fotofobia	12	30 \pm 12
Deslumbramiento	91	33 \pm 14
Fotopsias	37	32 \pm 16
Miodesopsias	40	27 \pm 14
Escotomas centelleantes	11	27 \pm 17

En cuanto a la evolución de la enfermedad de los pacientes del estudio, 26 pacientes indicaron que habían notado variación en sus síntomas en un tiempo menor de 2 años, mientras que 14 pacientes indicaron que su evolución fue entre 2-6 años, sin embargo 7 pacientes databan entre de 6-10 años y los 10 pacientes restantes indicaron una evolución de más de 10 años.

6.2.2. Cuestionario de calidad de vida relacionado con la salud ocular

Los resultados del cuestionario de calidad de vida asociada a la visión mediante el test VFQ-25 mostraron una puntuación global de 53.93 ± 15.84 , observándose puntuaciones medias por debajo de 50 en las sub-escalas relativas a la visión periférica y salud mental.

En la [tabla 22](#) se presentan los resultados de las diferentes sub-escalas del cuestionario de calidad de vida asociada a la visión mediante el test VFQ-25 en los pacientes con retinosis pigmentaria.

Tabla 22. Puntuación del valor global y de las sub-escalas del cuestionario VFQ-25 en los pacientes con retinosis pigmentaria.

Sub-escalas VFQ-25	Puntuación media
Salud general	54.38 ± 18.37
Visión general	58.24 ± 15.25
Dolor ocular	73.90 ± 24.00
Visión cercana	57.60 ± 22.73
Visión lejana	53.07 ± 19.89
Actividad social	66.00 ± 23.83
Salud mental	49.23 ± 21.26
Dificultades del rol	56.80 ± 23.63
Dependencia	58.19 ± 27.25
Visión del color	73.24 ± 26.67
Visión periférica	32.02 ± 18.15
Puntuación global	53.93 ± 15.84

Al analizar diferencias en el valor de calidad de vida en función del grado de RP se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos. Como cabe esperar, los pacientes con un grado severo de RP presentaron un valor global en la escala VFQ-25 menor en comparación con el grupo con grado moderado de RP, indicando una peor calidad de vida asociada a la visión ([tabla 23](#)).

Tabla 23. Diferencias en la puntuación del valor global del cuestionario VFQ-25 en función del grado del diagnóstico funcional de RP.

Leve (n=4)	Moderada (n=18)	Severa (n=35)	p-valor
61.55 ± 20.29	63.39 ± 16.47	48.19 ± 12.37	0.0015* (Moderada vs Severa)

Por otro lado, se analizó el valor global de calidad de vida VFQ-25 en función del tiempo de evolución de la enfermedad, obteniéndose diferencias estadísticamente significativas entre los pacientes con una evolución menor a 2 años y los pacientes con mayor tiempo de evolución. Tal como se muestra en la [tabla 24](#), el valor global de VFQ-25 fue mayor a medida que aumenta el tiempo de evolución, indicando un proceso de adaptación a medida que evoluciona la enfermedad.

Tabla 24. Diferencias en la puntuación del valor global del cuestionario VFQ-25 en función del tiempo de evolución de la patología.

< 2 años (n=26)	2-6 años (n=14)	6-10 años (n=7)	> 10 años (n=10)	p-valor
49.78 ± 13.15	52.80 ± 17.24	59.91 ± 13.72	62.08 ± 19.27	<0.05* (<2 años vs >10 años)

6.3. Influencia de la iluminación ambiental en la función visual de pacientes con RP

En los apartados que se presentan a continuación se muestran los resultados de las comparativas realizadas para determinar la influencia de la iluminación sobre cada una de las variables de la función visual evaluadas: AV binocular en visión de lejos, AV binocular en visión de cerca, sensibilidad al contraste en visión de lejos, sensibilidad al contraste en visión de cerca y estereopsis. Para su análisis, se realizó una estadística descriptiva de las variables evaluadas y se aplicó el test estadístico t-student monolateral para muestras pareadas para analizar el efecto de la iluminación sobre cada una de las variables de función visual. Se consideró significancia estadística p -valor < 0.05 .

6.3.1. Agudeza visual binocular en visión de lejos

La comparativa entre los valores de AV binocular en visión de lejos en condiciones fotópicas y mesópicas mostraron que la reducción del nivel de iluminación produce una disminución estadísticamente significativa de la AV binocular tanto de alto (100%) como de bajo (10%) contraste. Para el test de alto contraste, la AV empeora en 0.12 logMAR (6 letras), y para el test de bajo contraste, la AV empeora en 0.31 logMAR (15.5 letras) al pasar de fotópico a mesópico. Esto supone un aumento del valor de la AV logMAR del 52% y del 62%, para la AV con contraste 100% y 10% respectivamente, en condiciones mesópicas comparado con las condiciones fotópicas.

En las [tablas 25 y 26](#) y [figura 89](#) se muestran los resultados de los valores medios de AV binocular en visión de lejos y sus desviaciones estándar, con test de alto contraste (100 %) y bajo contraste (10 %) respectivamente, obtenidos en las dos condiciones de iluminación ambiente utilizadas en esta tesis: alta iluminación (fotópica) y baja iluminación (mesópica).

Tabla 25. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste 100 % en visión lejana.

	Fotópico	Mesópico	p-valor
LogMAR	0.23±0.25	0.35±0.26	<0.0001 *

Tabla 26. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste 10 % en visión lejana.

	Fotópico	Mesópico	p-valor
LogMAR	0.50±0.34	0.81±0.61	<0.0001 *

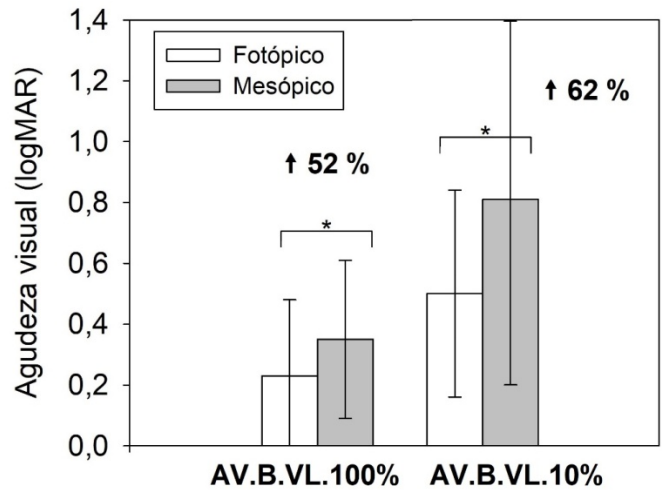


Figura 89. Influencia de la iluminación en los valores de agudeza visual binocular con contraste del 100 % y del 10 % en visión lejana. Se indica el porcentaje de pérdida debido a la variación de las condiciones de iluminación.

6.3.2. Agudeza visual binocular en visión de cerca

El análisis comparativo de AV binocular en visión de cerca en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas también mostró un empeoramiento de la función visual estadísticamente significativo entre ambas condiciones de iluminación. Como se puede observar en la [tabla 27](#) y [figura 90](#), al reducir la iluminación del nivel fotópico al mesópico, el valor de AV en visión próxima aumentó un 117 %. Esto supone un empeoramiento de 0.34 logMAR (17 letras) en la AV binocular de cerca al pasar de unas condiciones de iluminación fotópicas a mesópicas.

Tabla 27. Influencia de la iluminación en los valores de la agudeza visual binocular en visión de cerca, en escala decimal y logMAR respectivamente.

	Fotópico	Mesópico	p-valor
LogMAR	0.29±0.23	0.63±0.66	<0.0001 *

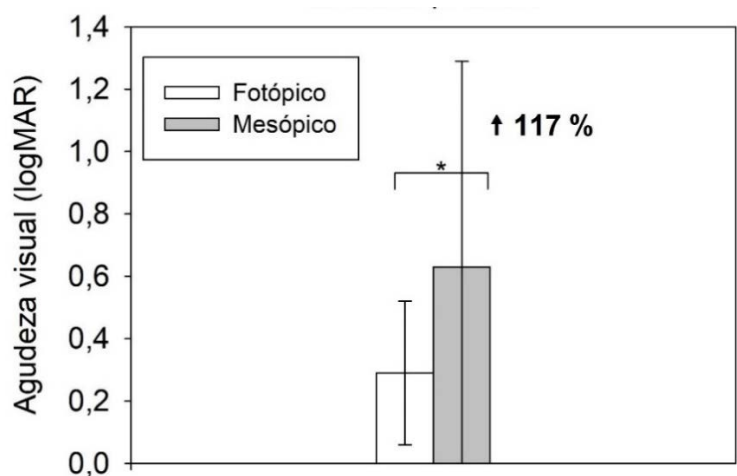


Figura 90. Influencia de la iluminación en los valores de la agudeza visual binocular en visión cercana. Se indica el porcentaje de pérdida debido a la variación de las condiciones de iluminación.

6.3.3. Sensibilidad al contraste binocular de lejos

Cuando se evaluaron diferencias en la SC para frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg asociadas al nivel de iluminación, se observó una reducción de la SC estadísticamente significativa en la frecuencia espacial de 6 cpg, siendo esta disminución del 11.6%. No se encontraron diferencias significativas para las frecuencias espaciales de 3, 12 y 18cpg.

En la [figura 91](#) y [tabla 28](#) se muestran las funciones de SC binocular en visión lejana correspondientes a las condiciones de iluminación fotópica y mesópica.

Tabla 28. Influencia de la iluminación en los valores de la sensibilidad al contraste binocular en visión de lejos, para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg.

	Fotópico	Mesópico	p-valor
3 cpg	45.19±18.92	47.16±20.06	0.7452
6 cpg	50.23±32.22	44.39±30.04	0.0152*
12 cpg	16.03±16.64	14.02±15.16	0.1543
18 cpg	5.09±6.27	4.37±6.22	0.1404

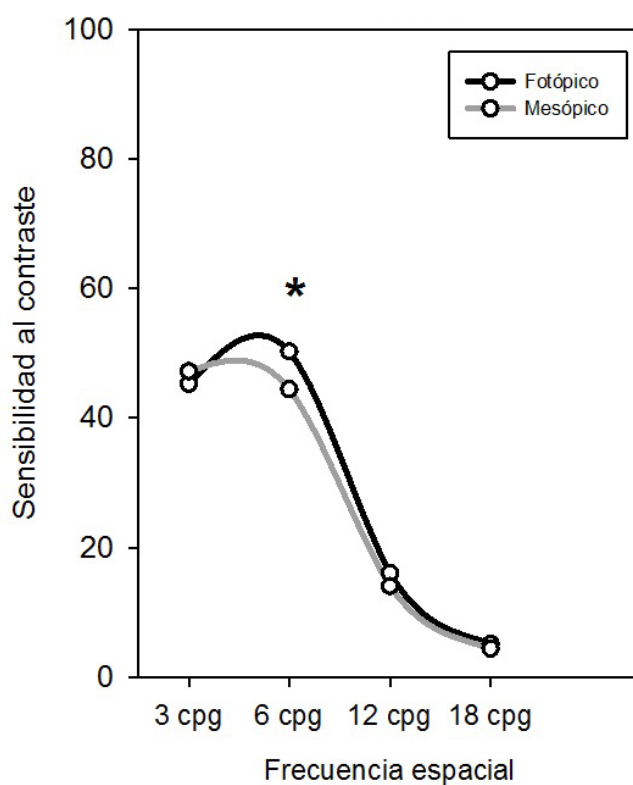


Figura 91. Influencia de la iluminación en la función de la sensibilidad al contraste en visión de lejos.

6.3.4. Sensibilidad al contraste binocular de cerca

En el caso de la SC binocular de cerca se observó una influencia estadísticamente significativa del nivel de iluminación para todas las frecuencias espaciales analizadas, mostrándose una clara

reducción de la función visual cuando disminuye el nivel de iluminación que es más acentuada en las frecuencias espaciales medias y altas. Esta disminución fue del 29, 45, 69, 83 y 90 % para las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg respectivamente.

En la [tabla 29](#) y [figura 92](#) se muestran los valores medios de SC de cerca y sus desviaciones estándar obtenidos para cada frecuencia espacial en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.

Tabla 29. Influencia de la iluminación en los valores de la sensibilidad al contraste binocular en visión de cerca, para las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg.

	Fotópico	Mesópico	p-valor
1.5 cpg	42.53±26.51	30.23±21.89	0.0000 *
3 cpg	56.40±34.33	30.98±27.21	0.0000 *
6 cpg	47.16±34.11	14.82±13.31	0.0000 *
12 cpg	15.33±13.39	2.67±5.35	0.0000 *
18 cpg	3.96±5.10	0.38±1.28	0.0000 *

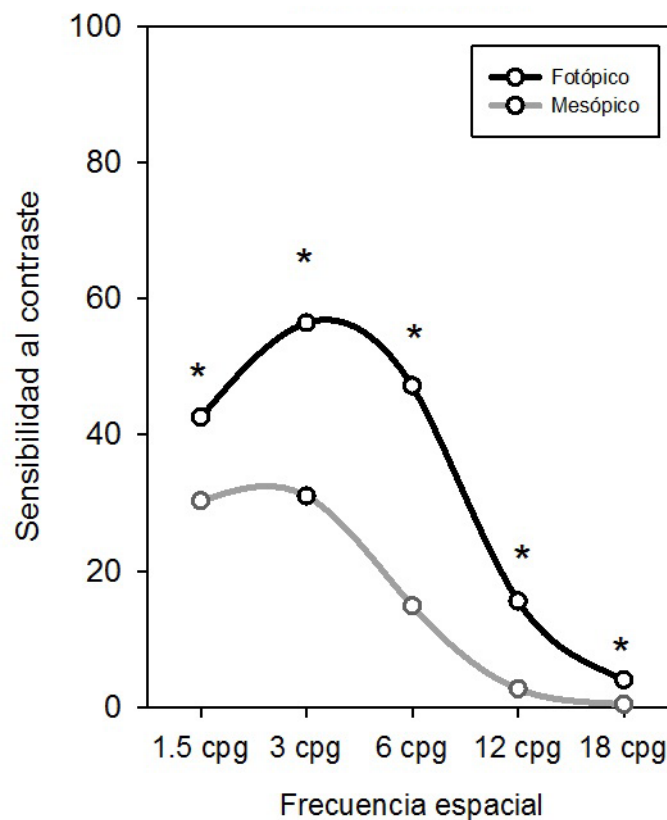


Figura 92. Influencia de la iluminación en la función de sensibilidad al contraste binocular en visión cercana.

6.3.5. Estereopsis

El análisis comparativo de la estereoagudeza en condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas también mostró un empeoramiento de la función visual, no siendo estadísticamente

significativo entre ambas condiciones de iluminación. Los valores de estereoagudeza fueron evaluados en 38 pacientes en condiciones fotópicas y 35 pacientes en condiciones mesópicas de iluminación, ya que el resto de los pacientes presentaban una estereoagudeza demasiado baja como para ser medida con el test utilizado. Como se puede observar en la [figura 93](#), al reducir la iluminación del nivel fotópico al mesópico, el valor de la estereoagudeza aumenta el doble de su valor, pasando de $432.63 \pm 426.59''$ de arco a $888.00 \pm 535.06''$ de arco.

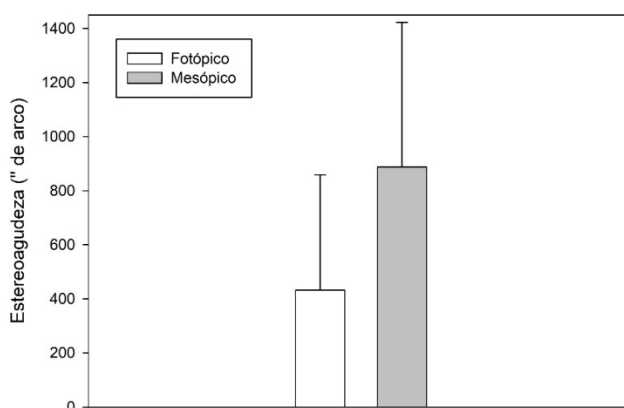


Figura 93. Influencia de la iluminación en el valor medio de la estereoagudeza de cerca.

6.4. Influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la función visual en condiciones fotópicas de iluminación

En este apartado se presentan los resultados del análisis de los efectos de diferentes filtros absorbentes de longitud de onda (CSR 2A y CSR 2B) sobre las distintas variables de función visual en condiciones fotópicas de iluminación en pacientes con retinosis pigmentaria. Estas variables de función visual incluyen la valoración de la AV de alto y bajo contraste, sensibilidad al contraste y valoración de la estereopsis mediante el test TNO.

Para la comparación de medias de cada una de las variables analizadas se utilizó el test estadístico t-Student para muestras pareadas. Se consideró significancia estadística un p-valor < 0.05.

6.4.1. Agudeza visual fotópica de alto contraste en visión de lejos

Los resultados muestran que ambos filtros de absorción de longitudes de onda corta producen una mejora estadísticamente significativa de la AV fotópica de alto contraste en comparación con la lente control (sin filtro). Para el filtro CSR 2A la AV se redujo 0.05 logMAR, lo que significó

aumentar 2.5 letras más vistas. Para el filtro CSR 2B la AV se redujo 0.03 logMAR, lo que significó 1.5 letras vistas más.

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de alto contraste fotópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 2A y CSR 2B se muestran en la [tabla 30](#) y se representan en la [figura 94](#) junto a su significación estadística.

Tabla 30. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
LogMAR	0.23±0.25	0.18±0.25	0.20±0.25	<0.0001 *

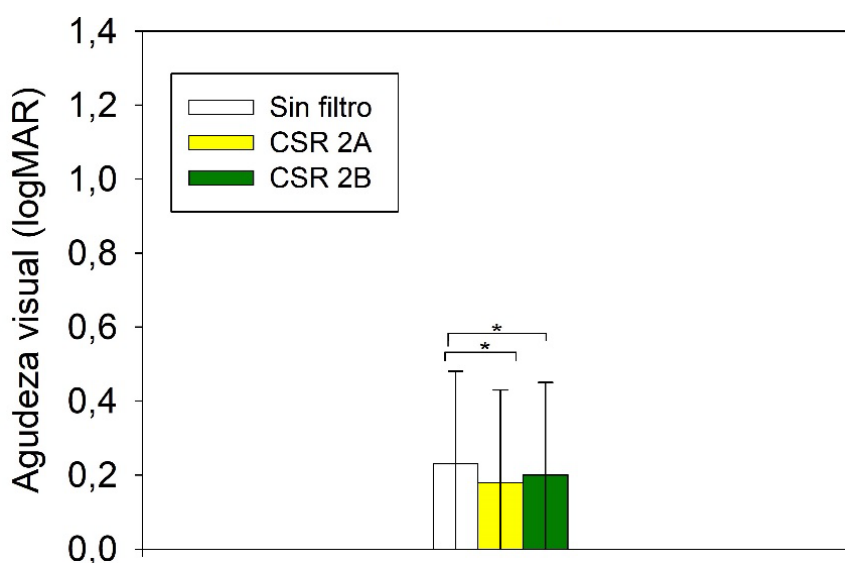


Figura 94. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de lejos de contraste 100%.

6.4.2. Agudeza visual fotópica de bajo contraste en visión de lejos

Al evaluar los efectos de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la AV fotópica de bajo contraste (10%), se observó que los filtros inducen una mejora estadísticamente significativa. El filtro CSR 2A provocó una mejora mayor que el filtro CSR 2B, ya que la $AV_{10\%}$ se redujo 0.08 logMAR (aumentó en 4 letras vistas más) para el CSR 2A en comparación con el lente control (SF), mientras que para el filtro CSR2B la $AV_{10\%}$ se redujo 0.04 logMAR (aumentó en 2 letras vistas más) en comparación con la condición sin filtro.

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de bajo contraste fotópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 2A y CSR 2B se muestran en la [tabla 31](#) y se representan en la [figura 95](#) junto a su significación estadística.

Tabla 31. Agudeza visual binocular contraste 10% en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
LogMAR	0.50±0.34	0.42±0.33	0.46±0.33	<0.0001 *

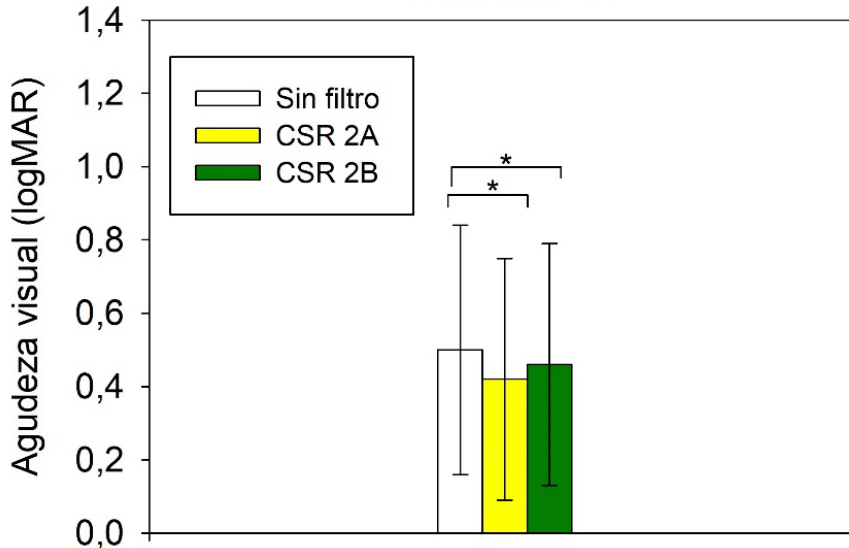


Figura 95. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de lejos de contraste 10%.

6.4.3. Agudeza visual fotópica en visión de cerca

Para los valores de AV fotópica en visión de cerca también se observó un efecto positivo estadísticamente significativo al interponer ambos filtros de absorción de longitudes de onda corta, siendo esta mejora mayor para el filtro CSR 2A que para el filtro CSR 2B. Con el filtro CSR 2A la AV se redujo 0.04 logMAR, lo que significó 2 letras vistas más en comparación con la lente placebo (SF). Para el filtro CSR 2B la AV se redujo 0.02 logMAR, lo que significó 1 letra vista más en comparación con la condición sin filtro (SF).

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de alto contraste fotópica en cerca sin y con la incorporación de los filtros CSR 2A y CSR 2B se muestran en la [tabla 32](#) y se representan en la [figura 96](#) junto a su significación estadística.

Tabla 32. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión de cerca en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
LogMAR	0.29±0.23	0.25±0.24	0.27±0.24	<0.0001

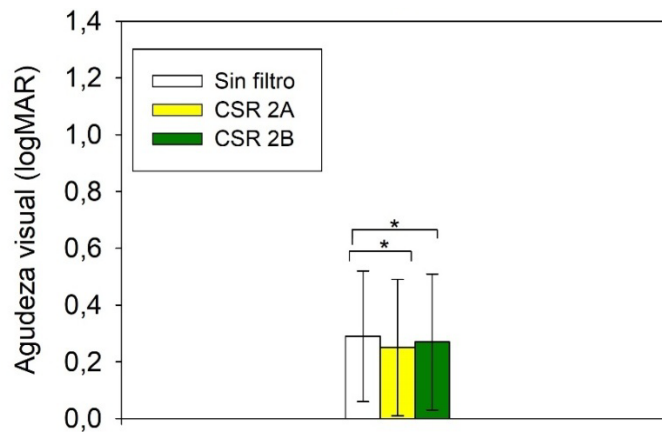


Figura 96. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B) en la AV binocular fotópica de cerca de contraste 100%.

6.4.4. Sensibilidad al contraste fotópica en visión lejos (CSV 1000)

La SC fotópica en visión de lejos también se vio claramente influenciada por el efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta. Al interponer los filtros absorbentes de longitud de onda corta, la SC binocular en visión lejana tuvo un aumento estadísticamente significativo para todas las frecuencias espaciales. Este aumento es más acentuado en el caso del filtro CSR 2A que en el del filtro CSR 2B para todas las frecuencias analizadas. Para el filtro CSR 2A en las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg se produce un aumento del 55, 34, 63, y 51 % respectivamente. Mientras que con el filtro CSR 2B, en las frecuencias espaciales 3, 6, 12 y 18 cpg se produce un aumento del 32, 12, 31 y 20 % respectivamente.

Los resultados obtenidos en la medida de la sensibilidad al contraste binocular fotópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 2A y CSR 2B se muestran en la [tabla 33](#) y su función de SC se representa en la [figura 97](#) junto a su significación estadística.

Tabla 33. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión lejana en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Frecuencia espacial	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
3 cpg	45.19±18.92	70.19±28.55	59.47±27.04	<0.0001 *
6 cpg	50.23±32.22	67.19±38.36	56.02±38.64	<0.0001 *
12 cpg	16.03±16.63	26.14±22.46	20.98±21.65	<0.0001 *
18 cpg	5.09±6.27	7.67±9.82	6.13±8.13	0.0119 * (SF vs 2A)

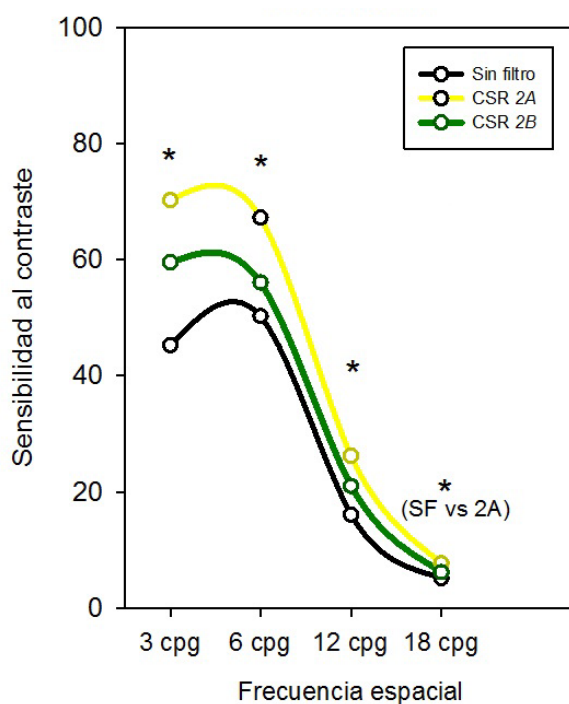


Figura 97. Función de sensibilidad al contraste binocular fotópica en lejos sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

6.4.5. Sensibilidad al contraste fotópicas en visión de cerca (test FACT)

También se observa una influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la sensibilidad al contraste fotópica en visión de cerca. Al interponer el filtro CSR 2A, la SC binocular en visión próxima muestra un aumento estadísticamente significativo de su valor para las frecuencias espaciales de 3, 6 y 18 cpg, produciendo un aumento del 14, 12 y 25% respectivamente. Sin embargo, con el filtro CSR 2B no se observaron diferencias estadísticamente significativas en comparación con la lente control (sin filtro) para las frecuencias espaciales de 1.5, 12 y 18 cpg.

Los resultados obtenidos en la medida de la SC binocular fotópica en cerca sin y con la incorporación de los filtros CSR 2A y CSR 2B se muestran en la [tabla 34](#) y su función de SC se representa en la [figura 98](#) junto a su significación estadística.

Tabla 34. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión de cerca en condiciones fotópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Frec. Espacial	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
1.5 cpg	42.52±26.51	47.82±26.16	47.61±28.42	0.0502
3 cpg	56.40±34.33	64.19±33.94	58.30±34.41	0.0012 (SF vs 2A; 2A vs 2B)
6 cpg	47.16±34.11	52.74±34.81	46.09±30.04	0.0002 (SF vs 2A; 2A vs 2B)
12 cpg	15.53±13.39	17.89±15.28	15.68±15.53	0.1107
18 cpg	3.96±5.11	4.93±5.65	4.61±5.64	0.0446 (SF vs 2A)

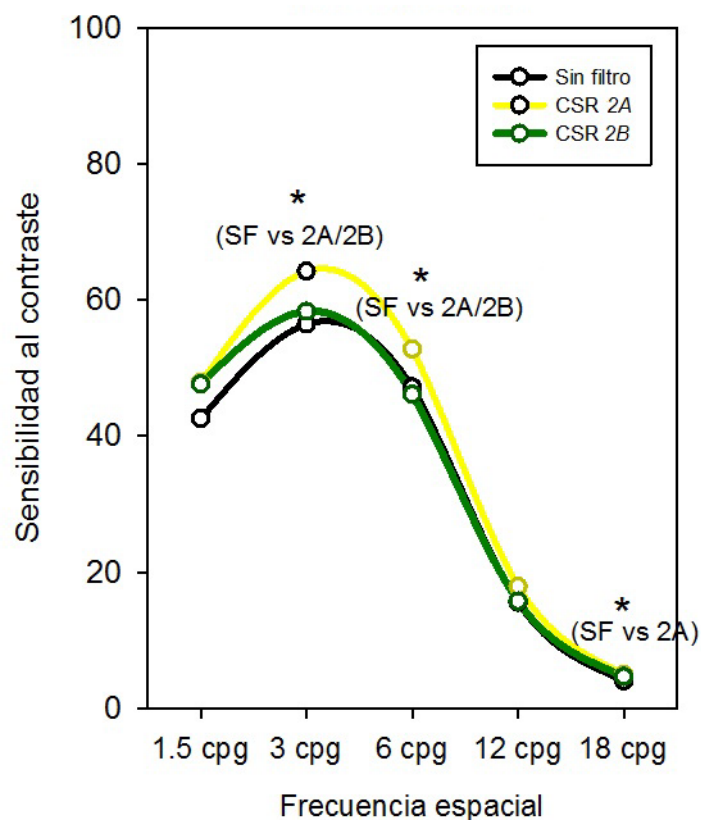


Figura 98. Función de sensibilidad al contraste binocular fotópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

6.4.6. Estereopsis en condiciones fotópicas

Los valores de estereoagudeza fueron evaluados en 38 pacientes, ya que 19 de los pacientes presentaban una estereoagudeza demasiado baja como para ser medida con el test utilizado. Los resultados del análisis no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes situaciones analizadas (sin filtro, filtro CSR 2A y filtro CSR 2B). En la [tabla 35](#) se presentan los valores de estereoagudeza obtenidos.

Tabla 35. Estereopsis percibida en condiciones de iluminación fotópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 2A y CSR 2B).

Tamaño	Sin filtro	Filtro CSR 2A	Filtro CSR 2B	p-valor
TNO	432.63±426.59	414.47±435.57	416.84±433.78	0.0777

6.5. Influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la función visual en condiciones mesópicas de iluminación

En este apartado se presentan los resultados del análisis de los efectos de diferentes filtros absorbentes de longitud de onda (CSR 1A y CSR 2A) sobre las distintas variables de función visual en condiciones mesópicas de iluminación en pacientes con retinosis pigmentaria. Al igual que en el apartado anterior, estas variables de función visual incluyen la valoración de la AV de alto y bajo contraste, la sensibilidad al contraste y la valoración de la estereopsis mediante el test TNO. Adicionalmente en este apartado se analizan los efectos de los filtros absorbentes de longitud de onda sobre la distorsión luminosa ocular monocular evaluado mediante halometría.

De forma análoga al apartado anterior, para la comparación de medias de cada una de las variables analizadas se utilizó el test estadístico t-Student para muestras pareadas. Se consideró significancia estadística un p-valor < 0.05.

6.5.1. Agudeza visual mesópica de alto contraste en visión de lejos

La evaluación del efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta CSR 1A y CSR 2A mostró diferencias estadísticamente significativas en la AV mesópica de alto contraste en visión de lejos. Ambos filtros producen una mejora significativa de la AV en comparación con la situación control de lente sin filtro (SF). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos filtros. Tanto con el filtro CSR 1A como con el filtro CSR 2A, la AV se redujo 0.06 logMAR, lo que significó 3 letras vistas más en comparación con la condición sin filtro (SF).

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de alto contraste mesópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 1A y CSR 2A se muestran en la [tabla 36](#) y se representan en la [figura 99](#) junto a su significación estadística.

Tabla 36. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
LogMAR	0.35±0.26	0.29±0.24	0.29±0.24	<0.0001 *(SF vs 1A; SF vs 2A)

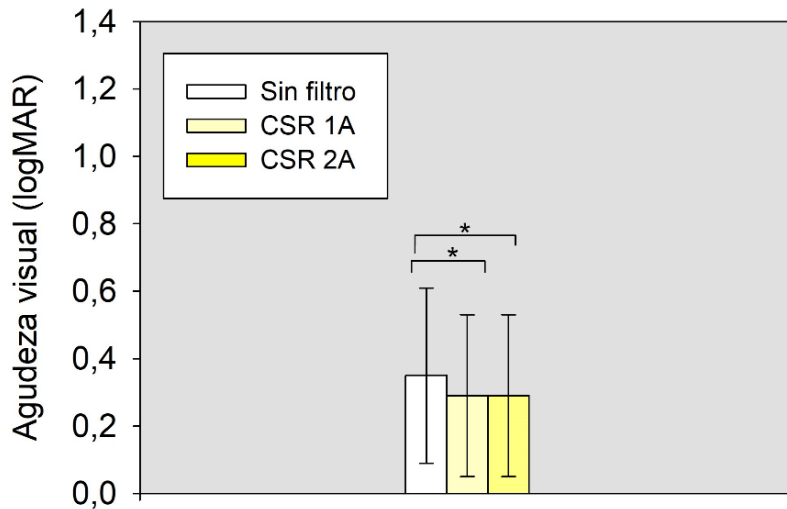


Figura 99. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de lejos de contraste 100%.

6.5.2. Agudeza visual mesópica de bajo contraste en visión de lejos

Al igual que en el epígrafe anterior, se observó que ambos filtros mejoran de forma estadísticamente significativa la AV mesópica de bajo contraste en visión de lejos en comparación con la situación control (sin filtro), no encontrándose diferencias entre ambos filtros testeados (filtro CSR 1A vs filtro CSR 2A). El filtro CSR 1A provocó una mejora menor que el filtro CSR 2A, ya que la $AV_{10\%}$ se redujo 0.06 logMAR (3 letras vistas más) para el CSR 1A en comparación con la lente control (SF), mientras que para el filtro CSR 2A la $AV_{10\%}$ se redujo 0.09 logMAR (4.5 letras vistas más) en comparación con la condición SF.

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de bajo contraste mesópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 1A y CSR 2A se muestran en la [tabla 37](#) y se representan en la [figura 100](#) junto a su significación estadística.

Tabla 37. Agudeza visual binocular contraste 10% en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
LogMAR	0.81±0.61	0.75±0.63	0.72±0.58	<0.0001 (SF vs 1A; SF vs 2A)

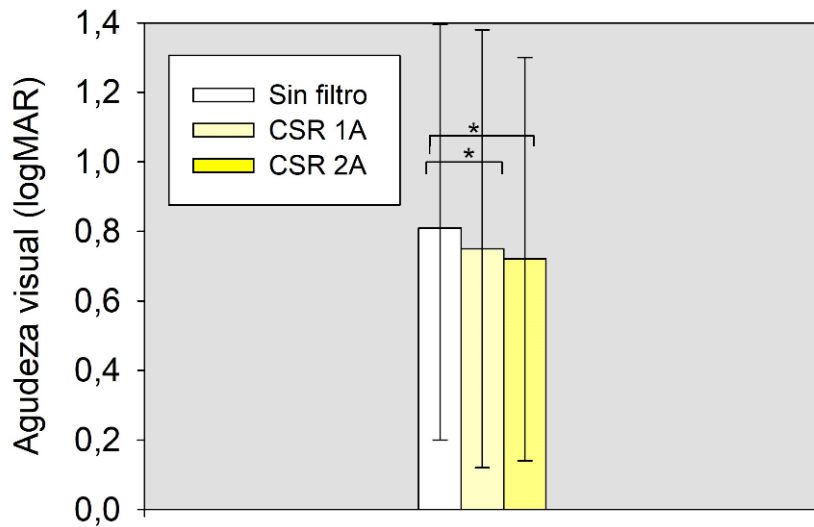


Figura 100. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de lejos de contraste 10%.

6.5.3. Agudeza visual mesópica en visión de cerca

Para los valores de AV mesópica en visión de cerca también se observó un efecto positivo estadísticamente significativo al interponer ambos filtros de absorción de longitudes de onda corta, siendo esta mejora similar para los filtros CSR 1A y CSR 2A. Con el filtro CSR1A la AV de cerca se redujo 0.03 logMAR, lo que significó 1.5 letras vistas más en comparación con la lente placebo (SF). Para el filtro CSR 2A la AV de cerca se redujo 0.02 logMAR, lo que significó 1 letra vista más en comparación con la condición sin filtro (SF)

Los resultados obtenidos en la medida de la AV binocular de alto contraste mesópica en cerca sin y con la incorporación de los filtros CSR 1A y CSR 2A se muestran en la [tabla 38](#) y se representan en la [figura 101](#) junto a su significación estadística.

Tabla 38. Agudeza visual binocular contraste 100% en visión de cerca en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Escala	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
LogMAR	0.63±0.66	0.60±0.66	0.61±0.66	0.0001 (SF vs 1A; SF vs 2A)

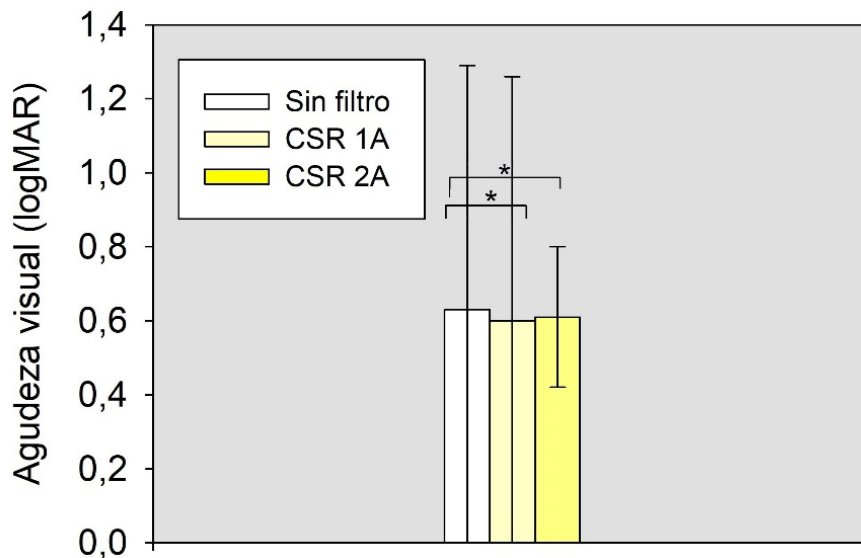


Figura 101. Influencia de la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A) en la AV binocular mesópica de cerca de contraste 100%.

6.5.4. Sensibilidad al contraste mesópica en visión de lejos (CSV 1000)

La SC mesópica en visión de lejos también se vio claramente influenciada por el efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta. Al interponer los filtros absorbentes de longitud de onda corta, la SC binocular en visión lejana muestra un aumento estadísticamente significativo para todas las frecuencias espaciales. Para el filtro CSR 1A en las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg se produce un aumento del 25, 31, 64 y 59 % respectivamente. Mientras que con el filtro CSR 2A, en las frecuencias espaciales 3, 6, 12 y 18 cpg se produce un aumento del 31, 39, 57 y 46 % respectivamente.

Los resultados obtenidos en la medida de la SC binocular mesópica en lejos sin y con la incorporación de los filtros CSR 1A y CSR 2A se muestran en la [tabla 39](#) y su función de SC se representa en la [figura 102](#) junto a su significación estadística.

Tabla 39. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión lejana en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Frec. espacial	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
3 cpg	47.16±20.05	59.03±24.50	61.96±27.60	<0.0001 (SF vs 1A; SF vs 2A)
6 cpg	44.39±30.04	58.04±39.82	61.89±43.94	<0.0001 (SF vs 1A; SF vs 2A)
12 cpg	14.01±15.16	23.02±22.84	22.04±23.98	<0.0001 (SF vs 1A; SF vs 2A)
18 cpg	4.37±6.22	6.96±8.79	6.38±6.95	0.0002 (SF vs 1A; SF vs 2A)

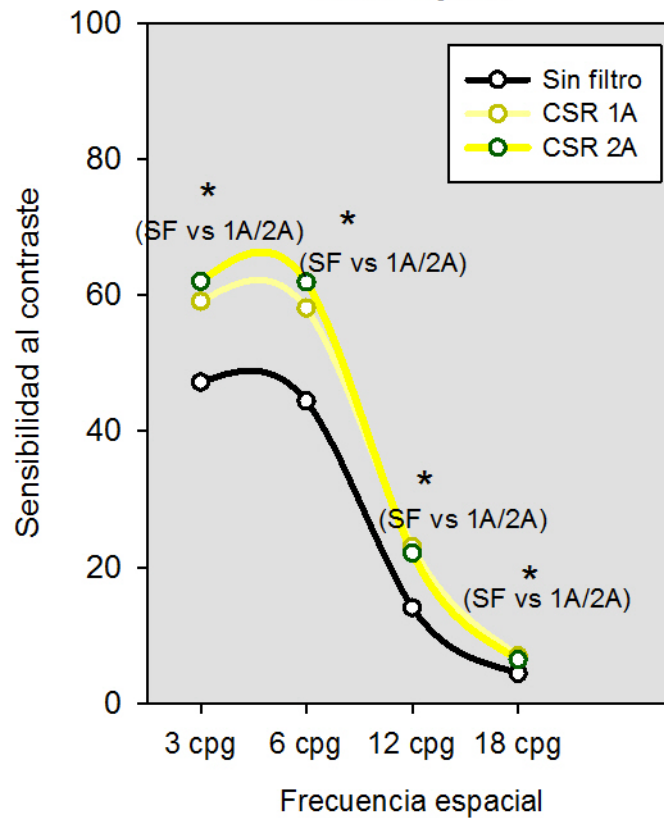


Figura 102. Función de sensibilidad al contraste binocular mesópica en lejos sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

6.5.5. Sensibilidad al contraste mesópica en visión de cerca (test FACT)

Al interponer los filtros absorbentes de longitud de onda corta en condiciones de iluminación mesópica, la SC binocular en visión próxima muestra una mejora estadísticamente significativo de su valor al utilizar el filtro CSR 2A para las frecuencias espaciales de 3, 6 y 18 cp/g, siendo este aumento de 6, 16 y 84 % respectivamente. Sin embargo, para el filtro CSR 1A los resultados no son estadísticamente significativos para ninguna frecuencia espacial analizada.

Los resultados obtenidos en la medida de la SC binocular mesópica en cerca sin y con la incorporación de los filtros CSR 1A y CSR 2A se muestran en la [tabla 40](#) y su función de SC se representa en la [figura 103](#) junto a su significación estadística.

Tabla 40. Sensibilidad al contraste para frecuencias espaciales bajas, medias y altas en visión de cerca en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Frec. Espacial	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
1.5 cp/g	30.23±21.89	32.58±23.85	32.61±22.05	0.0502
3 cp/g	30.98±27.21	31.18±27.21	32.93±22.91	0.0012 (SF vs 2A)
6 cp/g	14.82±13.31	18.53±18.40	17.17±15.60	0.0002 (SF vs 2A)
12 cp/g	2.67±5.35	3.23±6.22	3.81±5.67	0.1107
18 cp/g	0.38±1.28	0.75±2.58	0.70±1.83	0.0446 (SF vs 2A)

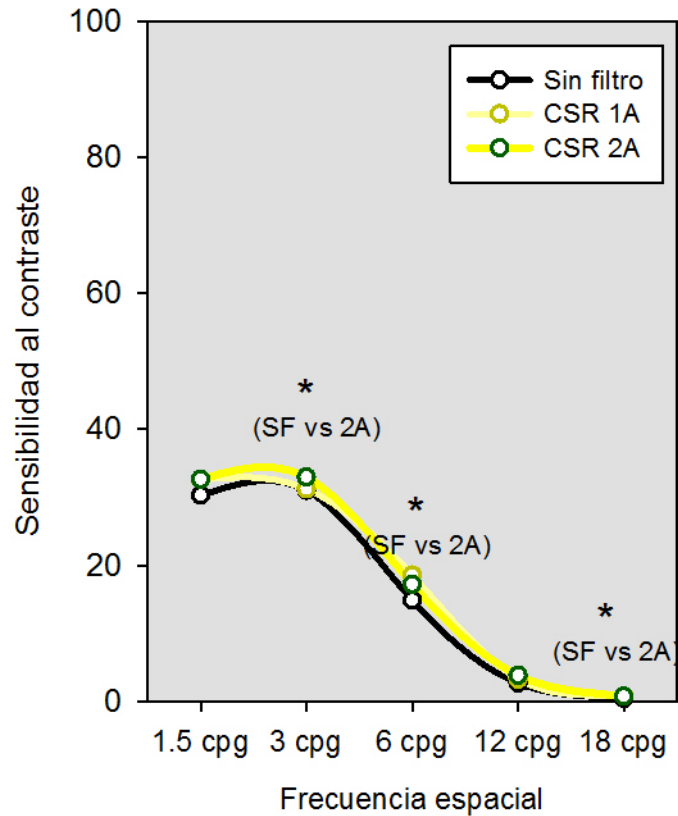


Figura 103. Función de sensibilidad al contraste binocular mesópica en cerca sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A). Se observan diferencias estadísticamente significativas al interponer el filtro CSR 2A para las frecuencias espaciales 3, 6 y 18 cpg.

6.5.6. Estereopsis en condiciones mesópicas

Los valores de estereoagudeza fueron evaluados en 35 pacientes, ya que 22 de los pacientes tenían una estereoagudeza demasiado baja como para ser medida con el test utilizado. Los resultados del análisis no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes situaciones analizadas (sin filtro, filtro CSR 1A y filtro CSR 2A). En la [tabla 41](#) se presentan los valores de estereoagudeza obtenidos.

Tabla 41. Estereopsis percibida en condiciones de iluminación mesópica sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

Tamaño	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
TNO	888.00±535.06	856.00±558.00	874.29±550.178	0.1258

6.5.7. Distorsión luminosa ocular en condiciones mesópicas de iluminación

La correlación entre los ojos derecho e izquierdo se evaluó mediante la prueba de Pearson, mostrando que hubo correlaciones estadísticamente significativas para las diferencias en las puntuaciones del índice de alteración visual (VDI) entre los ojos derecho e izquierdo ($r^2 = 0.71$ y

p-valor < 0.0001). Como consecuencia, para ver el efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en el VDI, se aleatorizaron tanto la condición del filtro como la elección del ojo.

Los resultados del análisis de la distorsión luminosa ocular mostraron que ambos filtros reducen de forma estadísticamente significativa el VDI, es decir, aumentan la capacidad de discriminación visual. Tal y como se muestra en la [tabla 42](#) y [figura 104](#), esta reducción en el VDI fue más notable con la interposición del filtro CSR 2A.

Tabla 42. Índice de alteración visual (VDI) en condiciones mesópicas sin y con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta (CSR 1A y CSR 2A).

	Sin filtro	Filtro CSR 1A	Filtro CSR 2A	p-valor
VDI	0.42±0.30	0.37±0.30	0.31±0.28	<0.05 *

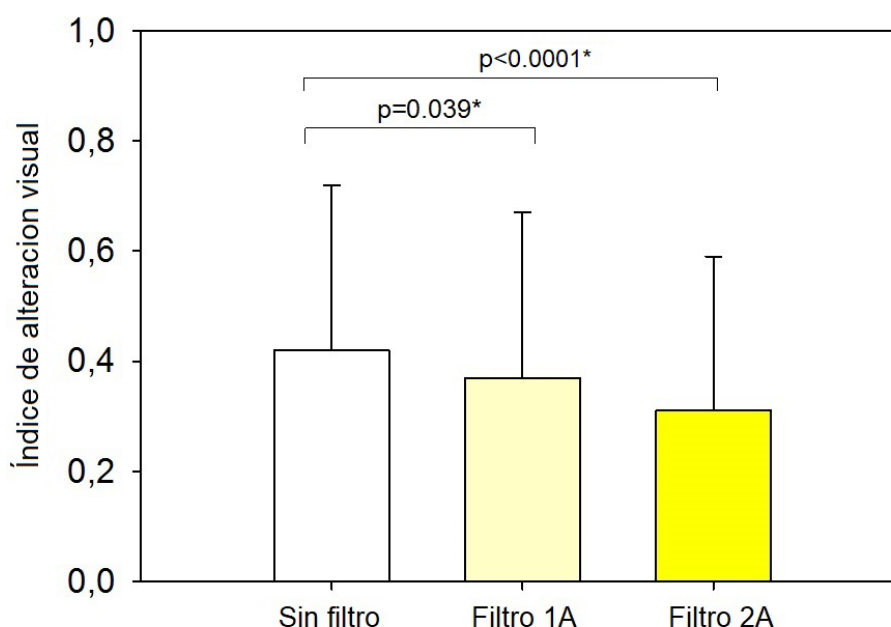


Figura 104. Diagrama de barras del efecto de los filtros en el índice de alteración visual (VDI).

Además de analizar el efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta en la distorsión luminosa ocular, en las [figuras 105 y 106](#) se muestra la relación entre los valores de VDI para la lente de control en comparación con los dos filtros utilizados en cada uno de los pacientes. Para ambos filtros se muestra una nube de puntos bastante ajustada a la recta de regresión lineal. Estos resultados son estadísticamente significativos ($p < 0.05$), siendo el coeficiente de correlación lineal (r) de 0.87 y 0.89 para el filtro CSR 1A y CSR 2A respectivamente, indicando una excelente relación entre las variables. En ambas figuras se ha trazado una línea roja discontinua que representa la línea cero, es decir, todos los puntos que estén por encima de la línea indican una peor distorsión de la luz al interponer el filtro, y todos los puntos que se encuentran por debajo indican una mejora en la dispersión intraocular tras interponer el filtro.

Es importante mencionar que la mayoría de los pacientes mostró una cierta disminución en la distorsión luminosa ocular al utilizar filtros que absorben la luz de longitudes de onda corta. Específicamente, el 93% de los pacientes mostró una disminución en el VDI en al menos uno de sus ojos utilizando el filtro CSR 2A y el 83% de los pacientes mostró una disminución del VDI en al menos uno de sus ojos utilizando el filtro CSR 1A.

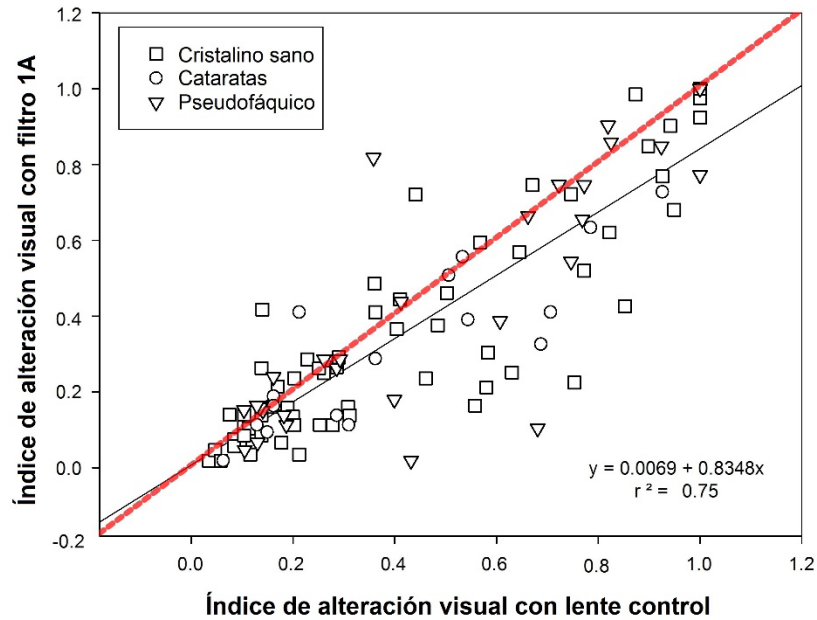


Figura 105. Valores del índice de alteración visual (VDI) en condiciones de baja iluminación para cada paciente con el filtro CSR 1A en relación con la lente control (sin filtro) clasificados en función del estado del cristalino.

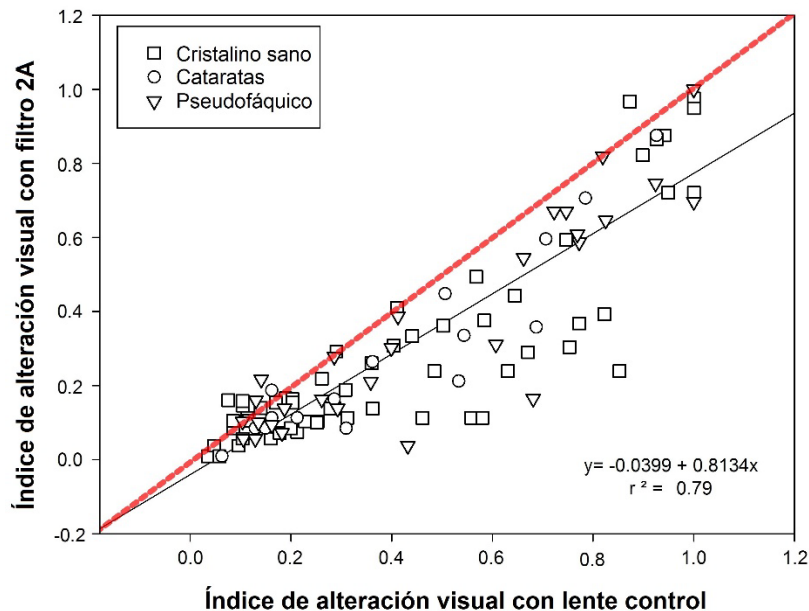


Figura 106. Valores del índice de alteración visual (VDI) en condiciones de baja iluminación para cada paciente con el CSR 2A en relación con la lente control (Sin filtro), clasificados en función del estado del cristalino.

En este apartado, cabe destacar que se realizó un análisis estadístico adicional para evaluar la influencia del estado del cristalino sobre la distorsión luminosa ocular. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p>0,05$). En la [tabla 43](#) se muestran los valores obtenidos.

Tabla 43. Índice de alteración visual (VDI) según el estado del cristalino bajo condiciones de baja iluminación.

Estado del cristalino	VDI
Cristalino sano (n=63)	0.40±0.30
Cristalino cataratoso (n=16)	0.43±0.25
Pseudofáquico (n=30)	0.49±0.32

DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN

Este apartado se divide en tres secciones. En primer lugar, se presenta una discusión de los aspectos generales relacionados con la retinosis pigmentaria (RP); se continúa con un análisis de los métodos utilizados; y, por último, se discuten los resultados obtenidos en los parámetros de la función visual que se han evaluado con la interposición o no de filtros de absorción selectiva de las longitudes de onda corta.

7.1. Aspectos generales: sintomatología, calidad de vida percibida y estado visual de las personas afectadas por RP

Como se ha dicho anteriormente, la RP es una distrofia degenerativa que se caracteriza porque los pacientes afectados presentan síntomas de ceguera nocturna, disminución del campo visual (CV) y deslumbramiento en los primeros estadios de la enfermedad y pérdida de AV en las últimas etapas.[165, 233] En este estudio, los pacientes participantes presentaban edades entre 24 y 72 años, con tiempos de evolución de la enfermedad de menos de 2 años a más de 10 años, lo que permite detectar síntomas asociados a todas las etapas de la enfermedad. Entre los síntomas más prevalentes que se han encontrado están la disminución del CV reportado por el 98% de pacientes, la ceguera nocturna reportada por el 96% de pacientes y el deslumbramiento reportado por el 91% de pacientes. Los resultados de esta Tesis Doctoral coinciden con los síntomas de RP encontrados en otras investigaciones clásicas.[170, 182]

Un parámetro estudiado en esta Tesis fue la calidad de vida relacionada con la visión percibida por los sujetos con RP mediante el cuestionario VFQ-25. En este trabajo se pone de manifiesto que la calidad de vida percibida estaba disminuida con un valor de 53.93 ± 15.84 para el test VFQ-25. Estos valores son similares a los encontrados por Burstedt y Mönestam en 2010 que fueron de 52.30 ± 22.20 en un grupo de 49 pacientes con RP.[234] En otro estudio de Gyawali et al. 2012, en un grupo de 44 pacientes de Baja Visión con predominio de alteración macular y 40 sujetos normales emparejados en edad y sexo, encuentran que la calidad de vida percibida estaba reducida en el grupo de Baja Visión con un valor en el VFQ-25 de 49.53 ± 14.10 respecto a 89.90 ± 7.80 en el grupo de sujetos normales (fig.107).[235]

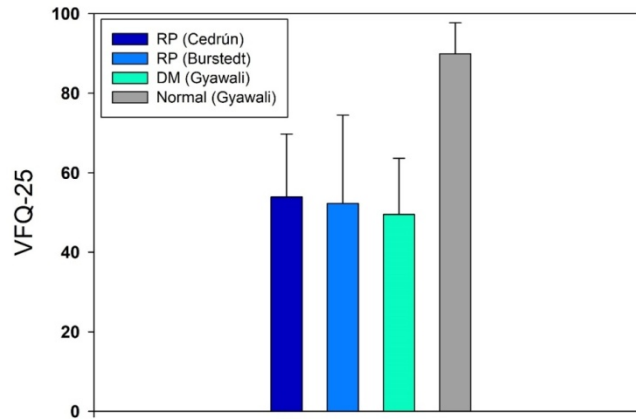


Figura 107. Comparación de la calidad de vida percibida mediante el cuestionario VFQ-25 en diferentes estudios. El histograma muestra los valores según los estudios de Burststedt, 2010 en RP (azul), Gyawali, 2012 en degeneración macular y sujetos normales (celeste y gris respectivamente), y el estudio de Cedrún en RP (azul oscuro).

Según las distintas sub-escalas del test VFQ-25, en los pacientes con RP de este estudio se observan puntuaciones medias por debajo de 50 en las sub-escalas relativas a la visión periférica y salud mental (fig.108). Burststedt et al. 2010, en su grupo con pacientes de RP, encontraron un valor de 50 para la visión periférica y de 58 para la salud mental. Sin embargo, Burststedt obtuvo puntuaciones medias por debajo de 50 en otras sub-escalas que son: visión general, visión cercana, visión lejana, actividad social y visión del color.[234]

En el estudio de Gyawali et al. 2012, como era de esperar, en la sub-escala visión periférica encontró un valor de 63.64 ± 21.90 debido a que la muestra estaba compuesta mayoritariamente por pacientes con patologías maculares. Estos autores, al igual que el estudio de esta Tesis, en la sub-escala salud mental también encontraron un valor por debajo de 50. Pero además, tuvieron valores inferiores a 50 para las sub-escalas salud general, visión general, visión cercana, visión lejana, dificultades de rol y dependencia.[235] En la figura 108 se muestra la comparación entre las distintas publicaciones.

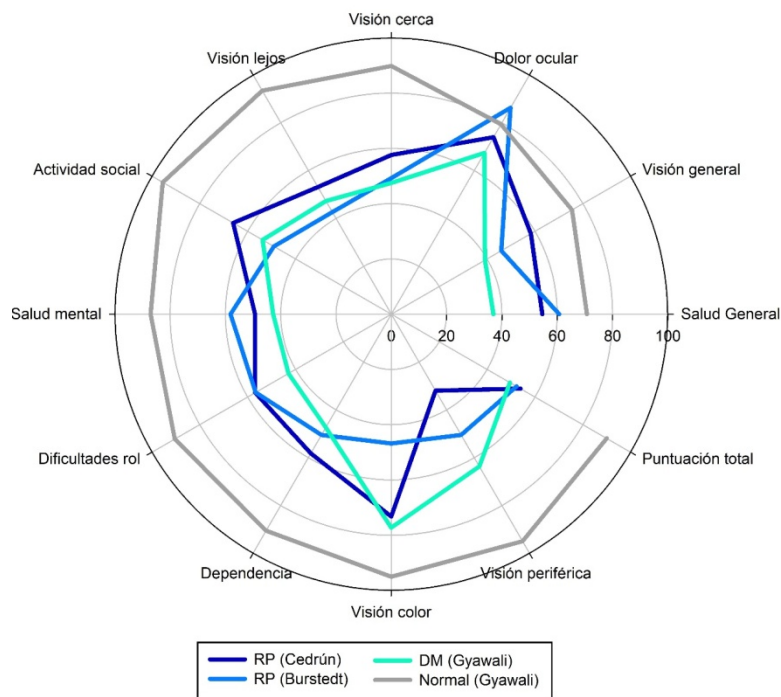


Figura 108. Comparación de las sub-escalas del cuestionario de calidad de vida percibida VFQ-25 en diferentes grupos. Las líneas de colores muestran los valores según los estudios de Burststedt, 2010 en RP (azul), Gyawali, 2012 en degeneración macular y sujetos normales (celeste y gris respectivamente), y Cedrún en RP (azul oscuro).

En cuanto al estado refractivo de los pacientes afectados por RP, en este estudio se comparó la AV que tenían con la graduación que portaban previa al estudio y la AV conseguida tras obtener la mejor compensación óptica (tabla 19 y fig.83). Se encontró que un 63% de los pacientes de RP mejoraron la AV en, al menos un ojo, con la nueva compensación óptica en un valor ≥ 0.1 logMAR. Este hecho evidencia la importancia de una buena graduación óptica en los pacientes, sobre todo con discapacidad visual, que por lo general no están bien graduados. Entre las posibles causas destacan la inexistencia de un examen visual adaptado a los pacientes con discapacidad visual y un desconocimiento del paciente al considerar que no puede mejorar su visión debido a la enfermedad.

Respecto al tipo de defecto refractivo encontrado en los pacientes con RP, en este estudio la muestra de sujetos presentaban un valor medio de equivalente esférico de -0.45 ± 2.20 D. Este hecho puede conducirnos al error de pensar que los pacientes de RP son miopes, en concordancia con lo reportado por otros estudios.[236, 237] Sin embargo, tal y como se ha mostrado en los resultados (figura 84 y 85), al realizar una evaluación más detallada que incluye la valoración de la potencia esférica y cilíndrica, nuestros datos aportan que el 86% de los sujetos de la muestra del estudio presentan astigmatismo superior a 0.50 D. Estos datos difieren de los

valores obtenidos por otros autores como Sieving y Fishman en 1978 quienes encontraron que sólo el 47% de los pacientes de RP tienen errores astigmáticos de más de 0.50 D.[236]

En cuanto a la visión del color de los pacientes afectados por RP, en este estudio se utilizó el test Farnsworth D-15, encontrando que un 56% presentaba una alteración adquirida de la visión cromática. La deficiencia cromática principal encontrada fue del tipo tritán en el 43% de los sujetos, seguido de una alteración inespecífica en el 9%, y discromatopsias graves (dicrómatas y monocrómatas) en el 4% (fig.84). Estos resultados están de acuerdo con lo reportado por otros autores, los cuales encontraron que una mayor proporción de sujetos con RP presentaban un defecto adquirido de la visión cromática tipo tritán.[238-241]

7.2. Análisis de los métodos utilizados

7.2.1. Tamaño muestral

La RP es una distrofia degenerativa de la retina considerada como enfermedad rara debido a su baja prevalencia. Según la bibliografía, la prevalencia es del 0.025%. [165, 166] Por este motivo, los estudios previamente publicados son escasos y generalmente presentan una limitación en su tamaño muestral. Los estudios de Bittner et al. en 2011 que evalúan la AV y la SC fueron realizados en 8 pacientes con RP.[242] También otros autores evaluaron la AV y la SC en un tamaño muestral menor de 40 pacientes con RP,[103, 243-245] algunos estudios como el de Young et al., en 1982,[246] se limitan a la presentación de un caso clínico de RP y únicamente hay estudios como los de Oomachi et al. en 2011 [247] o como el de Grover et al. en 1999 [170] que presentan datos en más de 50 pacientes con RP.

Si este trabajo se limita al análisis de los estudios sobre el uso de filtros en pacientes con RP se pueden encontrar algunas investigaciones como la de van der Bergen 1990 que analizan la interposición de filtros en un grupo de 18 pacientes,[248] o como la investigación de Carracedo et al.en 2011 realizada en un grupo de 15 sujetos.[249] En este estudio, debido a la colaboración de la Asociación Retina Madrid, se pudo calcular el tamaño muestral que indicó que era necesario un número de 57 pacientes. Este hecho permitió dar validez a la investigación para todas las variables analizadas.

El principal criterio de inclusión en este estudio fue tener una AV en visión de lejos menor de 1.25 logMAR, en al menos un ojo, en condiciones de iluminación fotópica lo que nos aseguraba un mínimo de visión para poder realizar las pruebas.

7.2.2. **Agudeza visual y sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación**

El parámetro más generalizado para medir la visión de una persona con una patología ocular es la AV de alto contraste en condiciones normales de iluminación (fotópicas), siendo una medida rápida y utilizada para ver el estado funcional de la enfermedad y para determinar tanto el error de refracción como su seguimiento. Sin embargo, este parámetro es insuficiente para caracterizar la función visual de un paciente. Existiendo otras pruebas más sensibles que aportan más información e incluso explican pequeñas pérdidas en la función visual aun conservando la misma AV.[95, 101, 196, 244, 250-252] Por ello, en este estudio llevado a cabo para esta Tesis Doctoral se han incluido aquellos parámetros que se han considerado, en base a lo expuesto, más relevantes para estudiar la visión y el contraste de los pacientes con RP, siendo estos: agudeza visual de lejos con un test de contraste 100% ($AV_{100\%}$), agudeza visual de lejos con un test de contraste 10% ($AV_{10\%}$), agudeza visual de cerca con un test de alto contraste, sensibilidad al contraste (SC) de lejos y SC de cerca, todos ellos realizados binocularmente. La determinación binocular responde a las condiciones en las que los sujetos desarrollan sus actividades de la vida diaria. Para medir el deterioro ocular a nivel orgánico, se utiliza la condición monocular, mientras que para saber el impedimento visual de un sujeto es más adecuada la condición binocular, ya que se debe saber cómo es la contribución de ambos ojos.[253-255]. En este sentido Cagenello et al. en 1993 determinaron que cuando el contraste es el mismo en los dos ojos, la AV binocular es mayor que la monocular en 0.045 logMAR; pero cuando el contraste difiere entre los dos ojos, entonces la AV binocular en la mayoría de los casos se corresponde con la AV del ojo que tiene mejor sensibilidad al contraste.[254] En otro estudio Rubin et al. en 2000 demostraron que hay poca inhibición binocular cuando las AV monoculares en los dos ojos son desiguales, concluyendo, de esta manera que en personas mayores y/o con discapacidad visual si no se dispone de la medida de la AV binocular, esta se puede deducir de la AV del ojo con mejor visión.[255]

En el estudio de esta Tesis, se utilizó el test ETDRS para la medida de la AV de lejos por ser considerado la prueba patrón, *gold standard*, debido a que elimina los inconvenientes de los optotipos de AV tipo Snellen. Este método ha sido ampliamente validado y se utiliza de forma estándar tanto en pacientes con Baja Visión como en estudios de investigación.[82, 90, 129, 195, 199, 256-259]

Para medir el efecto sobre la AV entre una condición previa a una condición posterior a un tratamiento, ya sea médico o tras la incorporación de una lente con filtro, se debe conocer el

valor de repetibilidad de la prueba. Este criterio para obtener un cambio significativo queda establecido, según la evidencia reportada por numerosos autores, en 0.1 logMAR para la AV de lejos y en 0.15 logMAR para la AV de cerca, tanto para test de alto y bajo contraste como para las condiciones de iluminación fotópicas y mesópicas.[260-267]

Solamente la medida de la AV no proporciona una descripción completa de la capacidad que tiene un sujeto para detectar objetos grandes y contrastes bajos en la vida real.[268] Por lo que se considera que conocer la SC informa de manera más adecuada de la función visual de un paciente.[131, 268, 269] Los valores de normalidad de la SC ya han sido determinados con anterioridad por otros autores como Haughom et al. en 2013 para una población joven,[270] y como Puell et al. en 2004 para una población de más de 290 sujetos en visión de lejos en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación.[91, 271] Cuando se mide el valor de la SC, en diferentes visitas o en diferentes condiciones como la que ocurre en este trabajo (al interponer un filtro), se considera que hay un cambio significativo cuando se supera el valor de incertidumbre establecido en 1.26 unidades (0.1 unidades log.).[248] El valor de repetibilidad de la SC puede variar según el test utilizado y la enfermedad estudiada; aunque hay un acuerdo establecido de un valor de 1.59 unidades (0.2 unidades log.).[208, 272-274] A diferencia de la AV, el inconveniente del estudio de la SC es que no hay una prueba que claramente sea considerada como “patrón de oro”. Una prueba muy utilizada, por su sencillez y rapidez, es el test de Pelli-Robson cuyo inconveniente es que sólo analiza una frecuencia espacial de aproximadamente 1 cpg.[138] Como se ha demostrado en anteriores estudios, la medida de la SC de 3 a 6 cpg es la característica más importante para predecir el rendimiento en tareas cotidianas como la conducción y la movilidad.[123, 275-277] La elección para el estudio de esta Tesis Doctoral de la prueba CSV-1000 para la medida de la SC de lejos y el test FACT para la SC de cerca, en los pacientes con RP, responde al amplio número de frecuencias espaciales analizadas. La prueba CSV-1000 analiza 4 frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 cpg, mientras que el FACT analiza 5 frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg.

7.2.3. **Estereopsis**

Para el estudio de la estereoagudeza visual en esta Tesis se utilizó el test TNO puesto que generalmente es considerado el gold estándar. Como ventaja principal respecto a otros test de estereopsis es que no presenta pistas monoculares debido a que son conjuntos de puntos aleatorios los que producen disparidades entre los dos ojos.[211, 278]

El envejecimiento influye tanto en el resultado de esta prueba como en otros test de estereopsis. Garnham y Sloper en 2006 en un grupo de 60 personas sanas, entre 17 y 83 años, encontraron una disminución de la estereoagudeza visual a medida que aumentaba la edad, siendo los valores del test TNO más bajos que los otros test de estereopsis debido probablemente al efecto disociante de los filtros rojo-verde utilizados.[278] También las enfermedades oculares pueden producir alteraciones en las pruebas de estereopsis. Shah et al. en 1995 en un estudio realizado a pacientes con enfermedades de la retina y del nervio óptico hallaron una disminución de la estereoagudeza visual. Estos autores encontraron que en general los pacientes con AV de 0.18 logMAR o peor, en al menos un ojo, mostraban una estereoagudeza visual anormal.[279]

El test TNO de puntos al azar también está sujeto a una serie de desventajas, entre ellas se podría destacar que no proporciona valores fiables cuando la estereoagudeza es baja; además precisa de unas gafas con lentes disociantes para su visualización, y sólo ofrece una presentación única, por lo que no se tiene la seguridad, al ser presentado repetidas veces, de que el sujeto examinado haya memorizado el test dando una respuesta falsa.[149, 280]

Un aspecto muy importante que se debe tener presente en la medida de la estereoagudeza es la repetibilidad de la prueba, sobre todo si se va a determinar el efecto producido por “algo”, como es la interposición de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta en este caso. A este respecto en un estudio utilizando distintos test de estereopsis, Antona en 2010 concluye que: *“Con los diferentes test de estereopsis analizados la repetibilidad de las medidas de estereoagudeza fue baja”*. *“Con la presente configuración, los test no parecen adecuados para detectar cambios pequeños en las capacidades visuales de un sujeto determinado ya que los posibles cambios reales que pudieran darse, quedarían ocultos dentro de los anchos intervalos asociados al error de medida”*. Además, *“la repetibilidad es peor cuanto menor sea el grado de estereopsis”*. [281]

7.2.4. **Distorsión luminosa ocular (halometría)**

Dentro de los primeros métodos clínicos que se han utilizado para medir el halo de una fuente luminosa estaba el *Night Vision Recording Chart*. [159] Este test era una prueba subjetiva en la cual el sujeto tenía que representar el halo, de una fuente de luz en una habitación oscura, sobre una hoja adaptada de la rejilla de Amsler. Como era de esperar esta prueba tenía bastantes limitaciones, no pudiendo cuantificar la distorsión luminosa y teniendo una baja reproducibilidad. Para minimizar estos inconvenientes se han desarrollado, a posteriori, distintos halómetros que cuantifican de una forma más objetiva la distorsión luminosa ocular

producida por una fuente de luz. Estos dispositivos han sido validados por diferentes estudios. Uno de ellos es el sistema *Starlights* (NovoSalud, Valencia, España) consistente en una pantalla oscura con una fuente luminosa central circundada por una serie de puntos luminosos presentados radialmente en 12 meridianos equidistantes entre ellos 30°. El sujeto en la oscuridad y fijándose en la fuente luminosa central debe presionar un pulsador cada vez que sea capaz de discriminar un punto luminoso radial presentado aleatoriamente. Los puntos luminosos no discriminados sirven para cuantificar la distorsión luminosa de la fuente central.[160] Basado en este sistema se desarrolló el *light distortion analyzer* (LDA, CEORLab, University of Minho, Portugal)) con la diferencia de que los puntos luminosos periféricos están dispuestos en 24 meridianos equidistantes 15° entre ellos.[282] Sin embargo, el principal inconveniente de estos dispositivos es su elevado coste y baja disponibilidad en el mercado. Fundamentado en estos sistemas surgió el software *Halo 1.0* (Laboratory of VisionSciences and Applications, University of Granada, Spain) el cual se puede descargar en cualquier ordenador de forma gratuita.[161]

Para el estudio de la distorsión luminosa ocular en esta Tesis se utilizó el test Halo 1.0 debido a la facilidad de adquisición de este test y la validación realizada por otras investigaciones. Como limitación de esta prueba está la reproducibilidad de las mediciones si se utilizan pantallas con distinta resolución o luminancia. En el estudio de esta Tesis se utilizó siempre la misma pantalla con la resolución recomendada en el manual del test Halo 1.0.[283] Además se ha descrito la luminancia ofrecida por nuestra pantalla del ordenador, siendo por lo tanto comparable la medición realizada para las condiciones sin y con filtros.

7.3. Análisis de los resultados

El principal hallazgo de este estudio es la demostración del efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la función visual en personas afectadas de RP. Para ello, se han analizado diferentes variables de la función visual en condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación que se van a analizar en los siguientes epígrafes.

7.3.1. Efecto de las condiciones de iluminación en la función visual

En este estudio se utilizaron dos niveles de iluminación, uno en el rango fotópico (100 cd/m²) y otro en el rango mesópico (1 cd/m²), con el fin de simular distintas situaciones en las que se encuentran los pacientes de RP en su vida diaria, población diana a la que va dirigido este estudio. De hecho, según los diversos trabajos, los problemas visuales en condiciones nocturnas

de iluminación son el primer síntoma que aparece en esta enfermedad y por ese motivo ha sido incluido en la mayoría de las valoraciones realizadas.[22]

En condiciones mesópicas de iluminación, la AV se redujo de manera significativa respecto a las condiciones fotópicas. Para la AV binocular de alto contraste (100%) se pasó de 0.23 ± 0.25 logMAR en fotópico a 0.35 ± 0.26 logMAR en mesópico. Este descenso, en condiciones de iluminación mesópicas, representa un aumento de 0.12 logMAR en el valor de la AV, siendo estos resultados semejantes a los obtenidos Lin et al. en 2015,[284], Rabin et al. en 1994,[285] y Puell et al. en 2012.[133] Para la AV de bajo contraste (10%) los resultados en condiciones mesópicas fueron peores, pasando de 0.50 ± 0.34 logMAR en fotópico a 0.81 ± 0.61 logMAR en mesópico. Esta reducción, al pasar de condiciones de iluminación fotópicas a mesópicas para un contraste del 10%, representa un aumento de 0.31 logMAR en el valor de la AV. Esto está de acuerdo con lo encontrado por Puell et al. en 2012[133] en pacientes con DMAE y por Oomachi et al. en 2011[247] en pacientes con RP.

Es bien conocido que la visión en condiciones mesópicas puede ser más sensible a los signos tempranos de las enfermedades de la retina.[286] Puell et al. en 2012 encuentran que en condiciones mesópicas de iluminación las diferencias de la AV de contraste 100% respecto al 10% son mayores en la DMAE respecto al grupo control (0.45 logMAR en DMAE vs 0.28 logMAR en el grupo control), mientras que en condiciones fotópicas no hay prácticamente diferencias (0.21 logMAR en DMAE vs 0.20 logMAR en el grupo control).[133] Los resultados de esta Tesis están en concordancia con estos, mostrando mayores diferencias de la AV_{100%} respecto a la AV_{10%} en condiciones mesópicas (0.46 logMAR en mesópico vs 0.27 logMAR en fotópico) (fig.105). Oomachi et al. en 2011 encontraron también diferencias en condiciones mesópicas en los grupos de RP respecto al grupo control, siendo estas menos marcadas debido a que utilizaron un mayor nivel de iluminación mesópico límite (10 cd/m^2) se producen resultados distintos (diferencias en mesópico de 0.39, 0.44 y 0.44 logMAR versus diferencias en fotópico de 0.31, 0.31 y 0.33 logMAR para el grupo control, RP-1 y RP-2 respectivamente) (fig.109).[247] Sin embargo en el trabajo de Puell et al. y de esta Tesis Doctoral las diferencias son mayores. Se atribuye este hecho, al menor nivel de iluminación mesópico utilizado es estos últimos estudios (1 cd/m^2).

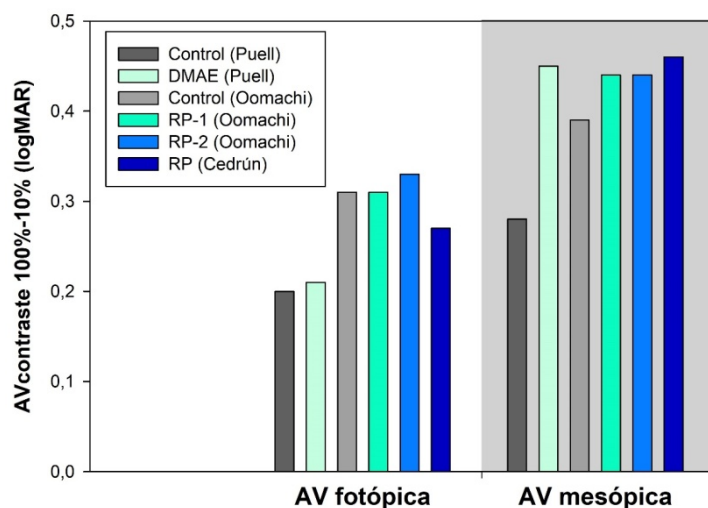


Figura 109. Diferencia entre los valores medios de la AV de contraste 100% vs AV de contraste 10%, realizada bajo condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación. Las barras de colores muestran los valores según los estudios de Puell, 2012 (gris oscuro y celeste claro), Oomachi, 2011 (gris claro, celeste oscuro y azul claro), y Cedrún (azul oscuro). Las diferencias se representan en unidades logMAR.

En los resultados de la presente Tesis Doctoral, tanto en condiciones fotópicas como mesópicas de iluminación, la SC de lejos presentó un descenso generalizado para todas las frecuencias espaciales con respecto al rango de normalidad fotópico establecido para el test CSV 1000 (fig.70).[208] Los valores medios de la SC, para las frecuencias de 6, 12 y 18 cpg, ofrecieron un valor por debajo del límite inferior del rango fotópico, conservándose dentro de este límite inferior la frecuencia de 3 cpg (tabla 28). La frecuencia espacial de 6 cpg representó el valor más alto en condiciones fotópicas; sin embargo, el valor máximo en condiciones mesópicas se desplazó a la frecuencia espacial de 3 cpg. Para los resultados de la sensibilidad al contraste en visión de cerca, con el test FACT-101, ocurrió un descenso generalizado para todas las frecuencias espaciales tanto en condiciones fotópicas como mesópicas de iluminación con respecto a los rango de normalidad en dichas condiciones obtenidos para una población normal (fig.72).[151] El pico más alto de la frecuencia espacial, respecto a un grupo normal, en condiciones fotópicas paso de 6 cpg a 3 cpg, y en condiciones mesópicas pasó de 3 cpg a un valor inferior situado entre 1,5 y 3 cpg. Este desplazamiento, hacia valores inferiores de la frecuencia espacial, se puede explicar porque los campos receptores de los conos son pequeños en condiciones fotópicas de iluminación, mientras que la transición que se produce a las condiciones escotópicas de iluminación conlleva que los campos receptores de los bastones sean más grandes y por lo tanto más sensibles a frecuencias espaciales más bajas.[287-289]

Trabajos publicados en pacientes operados de cirugía refractiva corneal mediante laser también encuentran esta reducción de la SC de lejos en condiciones mesópicas y un desplazamiento hacia

frecuencias espaciales más bajas, pasando de un máximo de 6 cpg en condiciones fotópicas a valores medios más altos para las frecuencias espaciales de 1.5 y 3 cpg.[290] Otros autores estudiando la SC de cerca, en un grupo de pacientes sanos, usando el mismo test FACT-101 de este estudio, encontraron una reducción en condiciones mesópicas de iluminación y un desplazamiento del pico máximo de la frecuencia espacial de 6 cpg a 3 cpg.[151]

En pacientes con Baja Visión la medida de la SC en las distintas frecuencias espaciales se considera una herramienta muy importante, ya que detecta cambios en la función visual de forma precoz. En las distintas enfermedades retinianas una disminución de la SC se produce en las frecuencias espaciales medias y altas.[99, 100, 103, 291] También es muy importante conocer la SC para programar el proceso rehabilitativo en la discapacidad visual, ya que el 84% de los pacientes con Baja Visión elige como ojo preferente el que obtiene mejor SC, proporcionando de esta manera información útil para determinar qué ojo entrenar con las diferentes ayudas ópticas de Baja Visión.[121] Sin embargo la SC en condiciones mesópicas en Baja Visión ha sido menos estudiada. Por este motivo son importantes los resultados obtenidos en esta Tesis.

La discapacidad por deslumbramiento causada por la dispersión de la luz es la queja principal de los pacientes con RP.[22] Aunque un estudio con una muestra relativamente pequeña no mostró un efecto significativo de la dispersión de la luz en AV y la SC,[22] el aumento de deslumbramiento puede tener un efecto pronunciado sobre el rendimiento visual cuando hay fuentes de deslumbramiento periféricos.[34, 189, 292] El control del deslumbramiento y determinación de la luminancia adecuada para las actividades de la vida diaria, tales como leer y conducir, es importante para el cuidado de los pacientes. [293, 294] Oishi et al.en 2012, estudiando un grupo de 39 pacientes con RP, encontraron que el efecto del deslumbramiento en condiciones diurnas de iluminación fue mínimo. Sin embargo, en condiciones nocturnas de iluminación, los pacientes mostraron una disminución significativa en la AV de bajo contraste cuando hubo fuentes de luz que producen deslumbramiento.[245]

7.3.2. Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la agudeza visual fotópica y mesópica

Los resultados de esta Tesis Doctoral, mostraron que la AV de lejos con contraste 100%, la AV de lejos con contraste 10% y la AV de cerca evaluada con contraste 100% aumentaron de forma estadísticamente significativa al interponer los diferentes filtros analizados (CSR 1A, CSR 2A y CSR 2B) respecto a la condición sin filtro (SF). En la [tabla 44](#) se resumen estos incrementos promedio de la AV con los filtros utilizados respecto al filtro control (SF). Se produce un mayor

número de letras vistas de entre 1 y 4.5 correspondiente a una disminución del valor de la AV de 0.02 y 0.09 logMAR respectivamente. Sin embargo, todas estas diferencias encontradas son inferiores al valor de repetibilidad, establecido para la AV de lejos en 0.1 logMAR y de 0.15 logMAR para la AV de cerca.[260-267] Demostrando de esta manera el escaso efecto de los filtros sobre la media de la AV fotópica y mesópica en cualquiera de los contrastes utilizados.

Tabla 44. Diferencias de la situación sin filtro versus los diferentes filtros utilizados para las mediciones de la media de la AV fotópica y mesópica con los test ETDRS de lejos 100% y 10% de contraste, y con el test Radner de 100% de contraste de cerca.

	FOTÓPICO		MESÓPICO	
AV _{100%}	CSR2A	- 0.05 logMAR (+ 2.5 letras)	CSR2A	- 0.06 logMAR (+ 3.0 letras)
lejos	CSR2B	- 0.03 logMAR (+ 1.5 letras)	CSR1A	- 0.06 logMAR (+ 3.0 letras)
AV _{10%}	CSR2A	- 0.08 logMAR (+ 4.0 letras)	CSR2A	- 0.09 logMAR (+ 4.5 letras)
lejos	CSR2B	- 0.04 logMAR (+ 2.0 letras)	CSR1A	- 0.06 logMAR (+ 3.0 letras)
AV	CSR2A	- 0.04 logMAR (+ 2.0 letras)	CSR2A	- 0.02 logMAR (+ 1.0 letras)
cerca	CSR2B	- 0.02 logMAR (+ 1.0 letras)	CSR1A	- 0.03 logMAR (+ 1.5 letras)

Existen diversos estudios previos que han evaluado el efecto de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la agudeza visual para diferentes contrastes y niveles de iluminación. Pérez Carrasco et al. en 2007, en su estudio con pacientes operados de cirugía refractiva LASIK, utilizando el filtro amarillo X-482 en condiciones mesópicas de iluminación, no obtuvo diferencias estadísticamente significativas para la AV_{50%}, AV_{25%} y AV_{10%} de contraste, pero sí para la AV_{5%}, sin embargo estos incrementos de la AV fueron de tan solo 0.012 logMAR.[76, 295] Por su parte, Mahjoob et al. en 2016, utilizando un filtro selectivo de longitudes de onda corta en un grupo de 60 personas con edades comprendidas entre los 5 y 60 años, no encontraron ninguna diferencia en la AV de alto contraste en condiciones fotópicas de iluminación.[296]

Eperjesi et al. en 2011, en un grupo de 55 sujetos sanos, evaluaron la AV fotópica de alto contraste con la interposición de un filtro CPF 450 (con una transmisión de la luz total TLT = 67%), un filtro CPF 511 (TLT = 44%) y un filtro CPF 527 (TLT = 32%). Estos filtros de corte selectivo se combinaron con un filtro difusor FLS (suministrado con el sistema de SC Vistech), que produce cierta dispersión de la luz sobre la retina (TLT = 85%). Los resultados del estudio mostraron una pérdida estadísticamente significativa de la AV fotópica de alto contraste al interponer los diferentes filtros. Concretamente, se produjo un aumento de 0.11 logMAR con la combinación

CPF450+FLS, 0.13 logMAR con la combinación CPF511+FLS y 0.14 logMAR con la combinación CPF527+FLS. Esta reducción progresiva de la media de la AV con la combinación de estos filtros, la atribuyeron a la reducción de la TLT y su posterior disminución de la iluminancia retiniana.[297]

El efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la AV también ha sido estudiado en pacientes de Baja Visión debido a diferentes enfermedades retinianas. Colombo et al. en 2017, estudiaron el efecto sobre la AV fotópica de una lente fotocromática (activada con radiación UV) que incorporaba un filtro de absorción parcial de las longitudes de onda cortas aplicado mediante tratamiento de su superficie (filtro Prevenia®, Essilor). La AV fue evaluada en un total de 60 sujetos utilizando letras negras sobre fondo blanco (AV_{N-B}) y letras blancas sobre fondo negro (AV_{B-N}). Los sujetos fueron divididos en 2 grupos en función de las características de su disfunción visual, de tal manera que uno de los grupos estaba formado por 30 pacientes con escotoma central (63% con DMAE y 37% con distintas distrofias retinianas) y 30 pacientes con escotoma periférico (29 con RP y 1 con glaucoma). Los resultados del estudio mostraron una mejora de la AV en ambos grupos. En el grupo con escotoma central la diferencia encontrada con respecto a la condición sin filtro fue de -0.06 logMAR para la AV_{N-B} y de -0.09 logMAR para la AV_{B-N} . En el grupo con escotoma periférico la diferencia encontrada con respecto a la condición sin filtro fue de -0.07 logMAR para la AV_{N-B} y de -0.09 logMAR para la AV_{B-N} . Aunque estas ligeras mejoras en la AV fueron estadísticamente significativas ($p < 0.001$), estos valores son inferiores al valor de repetibilidad de la prueba, por lo que se pueden considerar como cambios fútiles.[298]

La influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la AV también ha sido estudiada previamente por otros autores en pacientes afectados por RP, población diana de esta Tesis Doctoral. En el estudio de Silver et al. en 1985, realizado en un grupo de 27 sujetos afectados de RP no encontraron ninguna mejora objetiva en la AV al interponer un filtro rojizo fotocromático.[299] Tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el estudio publicado por van der Bergen 1990 realizado en 18 pacientes afectados de RP y 3 controles sanos. Sus resultados mostraron una disminución en la AV de tan sólo 0.01 logMAR al interponer un filtro CPF527 (TLT = 32%).[248] Otro estudio realizado por Gawande et al. en 1992, valorando en 12 sujetos con RP encontraron que la AV se mantuvo igual o empeoró al interponer filtros de absorción de longitudes de onda de entre 511 y 550nm y un filtro de densidad neutra con la misma TLT.[300] Más recientemente Carracedo et al. en 2011, estudiaron, en un grupo de 15 pacientes afectados por RP, el efecto de filtros de absorción de longitudes de onda sobre la AV. Concretamente, se utilizó el filtro CPF527 en lente oftálmica y las lentes de contacto

MaxSight cuya curva de transmisión era similar al filtro CPF527. Los resultados mostraron que al interponer los filtros, tanto en lentes oftálmicas como en lentes de contacto, la AV mejoraba en tan sólo 0.04 logMAR en comparación con la condición sin filtro. Además estos resultados no fueron estadísticamente significativos con un valor de $p = 0,156$ y $p = 0.133$ para las condiciones del filtro CPF527 y la lente de contacto MaxSight respectivamente.[249]

Como queda de manifiesto, en general los filtros de absorción de longitudes de onda no mejoran la media de la AV, por lo que esta prueba parece no ser sensible para describir la mejora subjetiva reportada por los pacientes con alteraciones oculares cuando utilizan un filtro. Aunque queda por resolver la pregunta de que si los filtros no mejoran la AV media para un grupo, pero sí de forma individual hay sujetos que se benefician, ¿en cuántos sujetos se produce esta mejora? Para responder a esta pregunta en la [tabla 45](#) se muestra el número de pacientes con RP de este estudio junto a su porcentaje, en los que los diferentes filtros producen efecto significativo. Se ha establecido como efecto del filtro un valor igual o superior al valor de repetibilidad de 0.1 logMAR para la AV de lejos y de 0.15 logMAR para la AV de cerca. Se observa que de forma individual los mejores resultados se experimentan con un test de AV con un 10 % de contraste, demostrando que este test es más sensible para medir los cambios que se producen a través de los filtros. También se observa que el filtro que produce el mayor número de pacientes que mejoran la AV es el filtro CSR 2a en cualquiera de las condiciones establecidas.

Con anterioridad, otros estudios han reportado que aunque se intenta buscar tendencias de los efectos de los filtros en una determinada enfermedad, no se puede suponer que la enfermedad tenga un efecto homogéneo en todos los pacientes. Por eso es importante ver el efecto de forma individual. Estos estudios, al igual que el de esta Tesis, no encuentran efecto de los filtros en los datos promediados, pero algunos sujetos de forma individual manifiestan claramente mejoras.[248, 301, 302] En el estudio de Lynch y Brilliant en 1984 realizado en 16 pacientes con RP cuando utilizaban un filtro CPF550, encontraron que en el 3% de los ojos hubo una disminución de la AV, en el 22% de los ojos no hubo ningún cambio, mientras que en el 75% restante de los ojos hubo una mejora de la AV.[301] Por otro lado, en un estudio realizado por Leat et al. en 1990 en 44 pacientes con distintas patologías, se midió la AV en varios contrastes con lentes sin filtro y a través de los filtros CPF511, CPF527, CPF550 y filtros de densidad neutra (DN). Los resultados mostraron que en un 48% de los sujetos no había mejora de la AV con ningún filtro, un 4,5% mejoraba con los filtros de DN, un 27% mejoraba con los filtros CPF y un 20% mejoraba con la combinación de ambos filtros. El filtro CPF511 es el que producía mayor frecuencia de mejora de la AV seguido del CPF527 y el CPF550, estando esto relacionado con la mayor transmitancia de la luz total de los filtros. Asimismo encontraron que, en general, los

pacientes con alteraciones del segmento anterior se beneficiaban más con los filtros de corte selectivo de longitudes de onda corta que con los filtros de DN. De los 8 pacientes con RP y 3 con retinopatía diabética ninguno mejoró con los filtros que utilizaron en ese trabajo.[303]

Tabla 45. Número de sujetos con RP en los que los diferentes filtros producen efecto sobre la AV100% de lejos, AV10% de lejos, AV100% de cerca en las condiciones fotópicas y mesópicas de iluminación del estudio.

N = 57			EMPEORA	SIN EFECTO	MEJORA	
Fotópico	Lejos	AV 100%	CSR2a	0 (0%)	47 (82,5%)	10 (17,5%)
			CSR2b	0 (0%)	53 (93%)	4 (7%)
		AV 10%	CSR2a	0 (0%)	30 (53%)	27 (47%)
			CSR2b	1 (2%)	44 (77%)	12 (21%)
	Cerca	AV 100%	CSR2a	0 (0%)	56 (98%)	1 (2%)
			CSR2b	0 (0%)	57 (100%)	0 (0%)
Mesópico	Lejos	AV 100%	CSR1a	0 (0%)	47 (82,5%)	10 (17,5%)
			CSR2a	0 (0%)	42 (75%)	14 (25%)
		AV 10%	CSR1a	0 (0%)	39 (68%)	18 (32%)
			CSR2a	0 (0%)	31 (54%)	26 (46%)
	Cerca	AV 100%	CSR1a	0 (0%)	56 (98%)	1 (2%)
			CSR2a	0 (0%)	55 (97%)	2 (3%)

7.3.3. Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la sensibilidad al contraste fotópica y mesópica

Otra de las variables analizadas en esta Tesis Doctoral para valorar la influencia de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la función visual de personas afectadas por RP es la SC. En este sentido, los resultados obtenidos demostraron que los filtros de absorción de longitudes de onda corta permitieron un aumento de la percepción de la luminosidad del contraste en condiciones de iluminación tanto fotópicas como mesópicas. Estos resultados están de acuerdo con las preferencias de los sujetos con Baja Visión por los filtros de absorción de longitudes de onda corta, en circunstancias cambiantes de iluminación como las ocurridas durante el desplazamiento.[304, 305]

En las condiciones fotópicas de iluminación del estudio, la SC de lejos con los filtros CSR 2a y CSR 2b aumentó significativamente para todas las frecuencias espaciales analizadas en los pacientes afectados por RP, siendo las diferencias más bajas para la frecuencia espacial más alta de 18 cpv. Los mayores beneficios en la SC han sido encontrados con el filtro amarillo CSR 2a (tabla 33 y figura 97).

En comparación con la literatura previamente publicada, se observa que algunos autores indican que los filtros de absorción de longitudes de onda corta producen aumentos en la SC en las

frecuencias espaciales bajas,[306] otros en las frecuencias medias,[307, 308] y otros en las frecuencias espaciales altas.[309] También, estudios de autores como Kelly et al. en 1984 reportaron que no existían diferencias estadísticamente significativas en la SC al interponer filtros de absorción de longitudes de onda corta en un grupo de jóvenes sanos, aunque los participantes indicaron una mayor preferencia subjetiva por este filtro.[310]

En un estudio realizado en pacientes con RP, van der Berg en 1990 evaluó la SC al interponer un filtro CPF 527. Sus resultados no mostraron diferencias ni en el grupo control ni en el grupo afectado por RP, donde se obtuvieron diferencias inferiores al valor de incertidumbre establecido como 1.26 unidades (0.1 unidades log.), demostrando el escaso efecto de dicho filtro para la mayoría de los pacientes con RP de su estudio.[248] Estas pequeñas diferencias encontradas por van der Berg en la SC en los pacientes con RP pueden explicarse porque el filtro que utilizó tiene una transmitancia total de la luz del 32%, mientras que los filtros utilizados en condiciones fotópicas en el estudio de esta Tesis presentan una transmitancia total de la luz del 97% (CSR 2a) y del 71% (CSR 2b). Por otro lado, en este estudio la mayor ganancia en la SC se encontró para las frecuencias espaciales de 3 y 6 cpg con un incremento de 25 y 16.96 unidades respectivamente para el filtro CSR 2a, y de 14.24 y 5.82 para el filtro CSR 2b respectivamente. En el estudio de van der Berg 1990 al igual que en este trabajo, las diferencias mayores en la SC en los pacientes con RP fueron encontradas en las frecuencias espaciales de 3 y 6 cpg con un aumento exiguo de 1.07 y 1.02 unidades respectivamente para el filtro CPF 527, siendo estos valores inferiores al valor de incertidumbre como hemos comentado anteriormente.[248]

Para la SC en cerca, en condiciones fotópicas de iluminación, en este estudio se observa que al interponer el filtro CSR 2a se obtenía un incremento de 5.3, 7.79, 5.58, 2.36 y 0.97 unidades para las frecuencias espaciales de 1.5, 3, 6, 12 y 18 cpg respectivamente, siendo las diferencias estadísticamente significativo para las frecuencias espaciales de 3, 6 y 18 cpg. Sin embargo para la frecuencia espacial de 18 cpg el incremento fue mínimo. Por su parte, al interponer el filtro CSR 2b sólo se encontraron mejoras estadísticamente significativas para la frecuencia espacial de 3 cpg donde se produjo un aumento de 1.9 unidades. En la frecuencia espaciales de 1.5 cpg se observó un aumento de 5.09 unidades con un p-valor cercano a la significancia estadística ($p=0.05$). Mientras que en las frecuencias altas de 12 y 18 cpg el aumento fue exiguo y sin significación estadística. Para la frecuencia espacial de 6 cpg resultó una pequeña disminución, aunque anodina, siendo estadísticamente significativa (tabla 34 y figura 98). Otros autores como Colombo et al. en 2017 utilizando un filtro selectivo de longitud de onda corta en 30 pacientes con estoma periférico (29 con RP y 1 con glaucoma), encontraron un pequeño aumento de 0.8 unidades en la SC de cerca, estadísticamente significativo. La limitación de este estudio fue la

elección del test, ya que sólo utilizaron una frecuencia espacial de 1.26 cpg, con el test de SC de letras de Mars situado a 0.5 m.[298]

En las condiciones mesópicas de iluminación del estudio se utilizaron los filtros CSR 1a y CSR 2a, encontrándose un aumento en la SC de lejos estadísticamente significativo para todas las frecuencias espaciales analizadas en los pacientes con RP al interponer ambos filtros ([tabla 39 y figura 102](#)). Los resultados del análisis de la SC de cerca en condiciones mesópicas, mostraron que los pacientes afectados por RP presentaban una mejora estadísticamente significativa para las frecuencias espaciales de 3, 6 y 18 cpg al interponer el filtro CSR 2a. Sin embargo, con el filtro CSR 1a no se observaron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las frecuencias espaciales analizadas ([tabla 40 y figura 103](#)). Autores como Yap en 1984, analizaron el efecto de un filtro amarillo, en condiciones mesópicas (1 cd/m^2) y no encontraron diferencias significativas en ninguna frecuencia espacial analizada salvo en la de 0.5 cpg. Sin embargo, en condiciones fotópicas las mejoras reportadas fueron significativas en la mayoría de las frecuencias espaciales.[311] Pérez Carrasco et al. en 2003 en un estudio en 38 pacientes sanos encontraron mejoras significativas en la SC mesópica de lejos a través de un filtro X-482 en las frecuencias espaciales bajas de 1.5 cpg y medias de 6 cpg.[295] En otro estudio realizado en 27 sujetos operados de cirugía refractiva LASIK, Pérez Carrasco et al. en 2005 utilizando un filtro X-482 hallaron un aumento significativo en la SC de cerca en condiciones mesópicas, y ningún efecto significativo en condiciones fotópicas de iluminación.[290]

7.3.4. **Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la estereoagudeza fotópica y mesópica**

Los resultados de la estereopsis en condiciones fotópicas, en los pacientes de RP del estudio, fueron muy bajos, con una media de 432.63'' de arco, además estos valores se mantuvieron prácticamente iguales tras la interposición de los filtros utilizados. Las mínimas diferencias observadas no fueron estadísticamente significativas. Es posible que el mantenimiento de la estereopsis, aún con la interposición de cualquiera de los filtros, se deba a que con los dos filtros utilizados se mantuvo una AV binocular de cerca en condiciones fotópicas relativamente igual. La baja estereoagudeza alcanzada en los pacientes con RP está en concordancia con lo reportado por otros autores como Shah et al. en 1995, que evaluaron pacientes con enfermedades de la retina y del nervio óptico, y reportaron que cuando la AV es igual o peor de 20/30 en al menos un ojo, la estereoagudeza se mostraba anormal.[279]

Con respecto a la estereopsis en condiciones mesópicas, el valor medio encontrado fue de 888.00'' de arco sin filtro y se mantuvo prácticamente constante con los dos filtros utilizados en condiciones mesópicas de iluminación. Estas mínimas diferencias encontradas no fueron estadísticamente significativas. Estos resultados tan reducidos de estereoagudeza visual eran previsibles en base a las agudezas visuales de cerca obtenidas con el menor nivel de iluminación (sin filtro: 0.29 ± 0.23 logMAR en fotópico vs 0.63 ± 0.66 logMAR en mesópico). Esta reducción de la estereoagudeza con el menor nivel de iluminación está de acuerdo con lo reportado en la literatura.[152-154] Martínez Verdú et al. en 2004, señalaron el valor de 3 cd/m^2 a partir del cual su incremento mantiene constante la estereoagudeza visual.[144] Se debe recordar que valores de estereoagudeza próximos a 40'' de arco son normales en población sana.

7.3.5. Efecto de los filtros de absorción de longitudes de onda corta sobre la distorsión luminosa ocular (halometría)

Los resultados de este estudio muestran una reducción media del 26% en el valor del VDI con la interposición del filtro de absorción total de longitudes de onda inferiores a 450nm, siendo observada una mejora en el 88% de los ojos de los pacientes participantes en el estudio.

La alteración de la visión nocturna representa una importante limitación en las personas afectadas por RP. Estas alteraciones incluyen *glare*, *starburst* y halos. Desde un punto de vista clínico es fundamental su cuantificación con el objetivo de poder analizar los efectos de diferentes ayudas ópticas que pueden mejorar la sintomatología y confort del paciente. La disminución de la distorsión luminosa ocular observada en este estudio con la interposición de filtros de absorción de longitudes de onda corta supone una importante mejora en la visión nocturna de los pacientes y ello repercute en una mejor calidad de vida.

En este estudio, el sistema utilizado para evaluar la distorsión luminosa ocular ha sido el software Halo v1.0 que está basado en proyectar un estímulo luminoso central que causa difusión intraocular. Este fenómeno le inhabilita para discriminar estímulos periféricos cuando hay una alteración en los medios ópticos oculares y/o una difusión intraocular por la reflexión de la luz que no ha sido absorbida por el fondo de ojo.[312] Las principales ventajas de este sistema son que no necesita un hardware específico, que es gratuito y es una herramienta accesible y de fácil uso comparada con otros sistemas ópticos complejos como los aberrómetros o los sistemas de doble paso.[161]

La configuración de los diferentes parámetros espaciales y temporales del software Halo v1.0 se ha realizado considerando las indicaciones descritas en los estudios previos en grupos de

población con alteración visual.[160, 161] Cabe resaltar el hecho de haber utilizado una diferente configuración en función de la AV del paciente. Para personas con una mayor limitación visual se utilizó un tamaño de estímulo mayor para permitir la evaluación completa de la distorsión luminosa ocular a pesar del nivel de deterioro visual.

La efectividad de este dispositivo ha sido previamente estudiada en otros grupos de pacientes con afectación de la visión en condiciones de baja iluminación. Gutiérrez et al en 2003 analizaron la distorsión luminosa ocular en un grupo de sujetos sanos en comparación con un grupo de pacientes que habían sido intervenidos de cirugía refractiva LASIK mostrándose un mayor valor del VDI en los pacientes intervenidos quirúrgicamente en concordancia con la sintomatología reportada por los pacientes.[160]

Este sistema también ha sido utilizado para analizar la distorsión luminosa ocular en personas afectadas por queratitis y degeneración macular asociada a la edad (DMAE), observándose en ambas patologías una baja capacidad de discriminación de estímulos periféricos debido a la alta difusión intraocular.[161]En el caso de los pacientes afectados por queratitis este efecto sobre la calidad óptica se debe a la alteración de la transparencia corneal, mientras que en los pacientes afectados por DMAE la disminución de la capacidad de detección de estímulos periféricos se debe a las alteraciones de la retina.

A pesar de que estudios previos no han encontrado diferencias debidas a la corrección óptica,[160] en este estudio se ha considerado interesante evaluar la distorsión luminosa ocular con la mejor compensación óptica que proporcionaba la máxima agudeza visual (AVMC), para ratificar, en una muestra de RP, los resultados obtenidos en otras poblaciones. Además, de esta forma, se evitaba una posible influencia del efecto del emborronamiento en la medida de la distorsión luminosa ocular.

Por otro lado, estudios precedentes han mostrado que existen variaciones en la difusión intraocular en función de la pigmentación del iris, siendo los ojos más claros los que presentan una mayor difusión intraocular.[314, 315] La muestra de pacientes analizada en esta Tesis Doctoral fue mayoritariamente de raza caucásica con predominio de iris muy pigmentados. Sin embargo, no se tuvo en cuenta este parámetro en la evaluación lo que podría suponer una limitación del estudio. Tampoco se tuvo en cuenta el tamaño pupilar aunque según estudios previos no se ha encontrado una relación entre la difusión intraocular y el tamaño pupilar.[42, 316, 317]

Otra posible limitación de este estudio podría estar asociada a no haber considerado las diferentes condiciones del cristalino en el análisis de la difusión intraocular. A este respecto cabe señalar que la RP es una enfermedad rara con una prevalencia del 0.03% [165, 318] en la que además de las alteraciones retinianas suele haber una alta incidencia de opacidades del cristalino. No obstante, en esta investigación al analizar las diferencias existentes en el índice VDI entre grupos no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los subgrupos de RP con cristalino sano, RP con cristalino con cataratas y RP de ojos pseudofáquicos.

En esta Tesis Doctoral, el software Halo v1.0 ha demostrado ser un sistema útil para analizar la distorsión luminosa ocular en pacientes afectados por RP, permitiendo analizar cambios en el valor del VDI tras la interposición de diferentes filtros de absorción de longitudes de onda corta.

Los filtros de absorción de longitudes de onda corta son habitualmente utilizados por personas con baja visión para mejorar la sintomatología asociada al deslumbramiento en espacios exteriores, así como para mejorar las capacidades visuales en visión de lejos. Diversos estudios han mostrado que los filtros que absorben las radiaciones de onda corta o luz azul producen un descenso de la aberración cromática y por tanto, una disminución del error de foco. Los estudios de Yoon y Williams en 2002 encontraron que la SC y la AV aumentaban después de corregir las aberraciones cromáticas y monocromáticas del ojo.[313] Por su parte, Zigman en 1990 demostró la mejora de la función visual, bajo condiciones de excesiva dispersión y fluorescencia intraocular, con filtros que absorbían longitudes de onda inferiores a 480nm.[309] Sin embargo, a pesar de los datos que demuestran el efecto beneficioso de los filtros, su uso en condiciones de baja iluminación está menos extendido. En el presente estudio se demuestran los efectos en la disminución de la distorsión luminosa ocular en condiciones de baja iluminación, siendo los resultados de esta Tesis Doctoral una aportación interesante en este aspecto.

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

Las conclusiones extraídas de la evaluación de los resultados de los parámetros analizados son las siguientes:

1. El estado refractivo de los pacientes con RP no está correctamente evaluado. Tras una completa refracción adaptada y con la nueva compensación óptica adecuada se obtuvo una importante mejora en la AV en más de la mitad de los pacientes de RP.
2. El estudio de la discriminación del color en pacientes afectados de RP demostró un elevado déficit en el eje azul-amarillo; más de la mitad de los pacientes presentaban tritanomalia. Este dato induce a recomendar la evaluación monocular de la visión del color en el protocolo habitual de personas con discapacidad visual.
3. Los síntomas más frecuentes observados en los pacientes con RP fueron la disminución del campo visual, la ceguera nocturna y el deslumbramiento. Síntomas manifestados prácticamente por la totalidad de los pacientes.
4. Los pacientes afectados por RP presentan síntomas de disminución de la función visual en condiciones de baja iluminación que afectan negativamente a la calidad de vida evaluada mediante el cuestionario VFQ-25, obteniéndose puntuaciones muy bajas en las subescalas sobre visión periférica y salud mental.
5. En condiciones de baja iluminación, los pacientes afectados por RP presentan un empeoramiento de la agudeza visual binocular tanto en visión lejana como cercana, así como pérdida de sensibilidad al contraste binocular de lejos para la frecuencia espacial media y en cerca para todas las frecuencias espaciales evaluadas.
6. Los filtros absorbentes de longitudes de onda corta producen una mejora de la AV binocular lejana de bajo y alto contraste y de la AV en visión próxima tanto en condiciones de iluminación fotópicas como mesópicas, en pacientes afectados por RP.
7. La SC evaluada tanto en condiciones fotópicas como mesópicas de iluminación en visión lejana y próxima mejora con la interposición de filtros que absorben las longitudes de onda cortas en pacientes con RP.
8. Los filtros no produjeron ninguna mejora en la estereoagudeza de los pacientes con RP.
9. Los filtros de absorción de longitudes de onda corta disminuyen la distorsión luminosa ocular, medida con halometría, en pacientes afectados por RP.
10. En condiciones de iluminación fotópicas, el filtro con mayor transmitancia fue el que mostró mejores resultados en la AV fotópica de bajo contraste, AV en visión próxima, SC en visión de lejos y de cerca en pacientes con RP.

11. En condiciones de iluminación mesópicas, el filtro de mayor absorción de longitudes de onda corta mejoró de forma más notable la SC en visión próxima y en la distorsión luminosa ocular.
12. Las lentes ópticas especiales absorbentes de longitudes de onda corta optimizan la función visual en personas afectadas de RP.

REFERENCIAS

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ISO 4007:2012, *Personal protective equipment. Eye and face protection. Vocabulary*. The International Organization for Standardization, 2012.
2. Sasaki, H., et al., *Localization of cortical cataract in subjects of diverse races and latitude*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2003. **44**(10): p. 4210-4.
3. Asimov, I., *Introducción a la ciencia*. 1985: Plaza & Janés.
4. Freddo, T.F. and E. Chaum, *Anatomy of the eye and orbit : the clinical essentials*. 1st. ed. ed. 2017, Philadelphia: Wolters Kluwer Health.
5. Puell, M., *Codificación de la señal visual*. Gaceta óptica, 1994. **278**: p. 19-53.
6. Forrester, J.V., et al., *Chapter 1 - Anatomy of the eye and orbit*, in *The Eye (Fourth Edition)*. 2016, W.B. Saunders. p. 1-102.e2.
7. Finn, G., *Histología*. 2001, Panamericana.
8. Chamorro Gutiérrez, E., *Influencia de las lentes intraoculares amarillas en el daño fototóxico retiniano. Valoración del espesor macular mediante Tomografía de Coherencia óptica*, in *Facultad de Ciencias de la Salud*. 2012, Universidad Europea de Madrid.
9. Curcio, C.A., et al., *Distribution of cones in human and monkey retina: individual variability and radial asymmetry*. Science, 1987. **236**(4801): p. 579-82.
10. Goldstein, E.B., *Sensation and Perception*. Eighth Edition ed. 2010: Wadsworth Cengage Learning.
11. Regillo, C.D., *Retina y vítreo. 2011-2012: Sección 12*. 2012: Elsevier Health Sciences Spain.
12. Hubel, D.H., *Ojo, cerebro y visión*. 2000: EDITUM.
13. Del Priore, L.V., et al., *Retinal pigment epithelial debridement as a model for the pathogenesis and treatment of macular degeneration*. Am J Ophthalmol, 1996. **122**(5): p. 629-43.
14. Jampol, L.M., *Adler's Physiology of the Eye: Clinical Application, 10th Edition*. Survey of Ophthalmology, 2003. **48**(4): p. 464.
15. Artigas, J., *Óptica Fisiológica: Psicofísica de la visión*. 1995: McGraw-Hill/Interamericana de España.
16. Wald, G., *The spectral sensitivity of the human eye. I. A spectral adaptometer*. JOSA, 1945. **35**(3): p. 187-196.
17. Crawford, B., *The scotopic visibility function*. Proceedings of the Physical Society. Section B, 1949. **62**(5): p. 321.
18. Wald, G., *Human Vision and the Spectrum*. Science, 1945. **101**(2635): p. 653-8.
19. Rushton, W.A., *Rhodopsin measurement and dark-adaptation in a subject deficient in cone vision*. J Physiol, 1961. **156**: p. 193-205.
20. Colenbrander, A., *Visual functions and functional vision*. International Congress Series, 2005. **1282**: p. 482-486.
21. Flamendorf, J., et al., *Impairments in Dark Adaptation Are Associated with Age-Related Macular Degeneration Severity and Reticular Pseudodrusen*. Ophthalmology, 2015.
22. Gawande, A.A., et al., *Photoaversion in retinitis pigmentosa*. Br J Ophthalmol, 1989. **73**(2): p. 115-20.
23. Puell Marín, M.C., *Óptica fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. 2006: Editorial Complutense.
24. Cervino, A., et al., *Retinal straylight and light distortion phenomena in normal and post-LASIK eyes*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2011. **249**(10): p. 1561-6.
25. Pinero, D.P., D. Ortiz, and J.L. Alio, *Ocular scattering*. Optom Vis Sci, 2010. **87**(9): p. E682-96.
26. Vos, J.J., *Disability Glare: a State of the Art Report*. CIE Journal, 1984. **3**(2): p. 39-53

27. van den Berg, T.J.T.P., L. Franssen, and J.E. Coppens, *Straylight in the human eye: testing objectivity and optical character of the psychophysical measurement*, in *Ophthalmic & Physiological Optics*. 2009, Wiley-Blackwell. p. 345-350.
28. Vos, J.J., *Reflections on glare*. Lighting Research and Technology, 2003. **35**(2): p. 163-175.
29. Puell Marin, M.C., [*Night vision disturbances: should measurement methods and criteria be standardized?*]. *Arch Soc Esp Oftalmol*, 2004. **79**(11): p. 527-8.
30. Kimlin, J.A., A.A. Black, and J.M. Wood, *Nighttime Driving in Older Adults: Effects of Glare and Association With Mesopic Visual Function* *Vision and Nighttime Driving Performance*. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2017. **58**(5): p. 2796-2803.
31. van den Berg, T.J., *Importance of pathological intraocular light scatter for visual disability*. *Doc Ophthalmol*, 1986. **61**(3-4): p. 327-33.
32. Westheimer, G. and J. Liang, *Influence of ocular light scatter on the eye's optical performance*. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 1995. **12**(7): p. 1417-24.
33. Artal, S.P., et al., *Method and system for measuring intraocular scattering*. 2014, European Patent Office.
34. Yuan, R., et al., *Controlling unwanted sources of threshold change in disability glare studies: a prototype apparatus and procedure*. *Optom Vis Sci*, 1993. **70**(11): p. 976-81.
35. de Waard, P.W., et al., *Intraocular light scattering in age-related cataracts*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1992. **33**(3): p. 618-25.
36. Elliott, D.B. and M.A. Hurst, *Assessing the effect of cataract: a clinical evaluation of the Opacity Lensmeter 701*. *Optom Vis Sci*, 1989. **66**(5): p. 257-63.
37. Whitaker, D., R. Steen, and D.B. Elliott, *Light scatter in the normal young, elderly, and cataractous eye demonstrates little wavelength dependency*. *Optom Vis Sci*, 1993. **70**(11): p. 963-8.
38. van den Berg, T.J., *Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age*. *Optom Vis Sci*, 1995. **72**(2): p. 52-9.
39. van den Berg, T.J., I.J. JK, and P.W. de Waard, *Dependence of intraocular straylight on pigmentation and light transmission through the ocular wall*. *Vision Res*, 1991. **31**(7-8): p. 1361-7.
40. Fan-Paul, N.I., et al., *Night vision disturbances after corneal refractive surgery*. *Surv Ophthalmol*, 2002. **47**(6): p. 533-46.
41. Klyce, S.D., *Night vision disturbances after refractive surgery: haloes are not just for angels*. *Br J Ophthalmol*, 2007. **91**(8): p. 992-3.
42. Villa, C., et al., *Night vision disturbances after successful LASIK surgery*. *Br J Ophthalmol*, 2007. **91**(8): p. 1031-7.
43. Rayleigh, J.W.S.B., *On the scattering of light by small particles*. 1871.
44. Mie, G., *A Contribution in the Optics of Turbid Media, Especially Collidal Metallic Suspensions*. *Ann. Phys*, 1908. **25**: p. 377-445.
45. Wooten, B.R. and B.R. Hammond, *Macular pigment: influences on visual acuity and visibility*. *Progress in retinal and eye research*, 2002. **21**(2): p. 225-240.
46. Coppens, J.E., L. Franssen, and T.J. van den Berg, *Wavelength dependence of intraocular straylight*. *Exp Eye Res*, 2006. **82**(4): p. 688-92.
47. Thaug, J. and J. Sjöstrand, *Integrated light scattering as a function of wavelength in donor lenses*. *Journal of the Optical Society of America A*, 2002. **19**(1): p. 152-157.
48. Howarth, P.A. and A. Bradley, *The longitudinal chromatic aberration of the human eye, and its correction*. *Vision Res*, 1986. **26**(2): p. 361-6.
49. Thibos, L.N., A. Bradley, and X.X. Zhang, *Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance*. *Optom Vis Sci*, 1991. **68**(8): p. 599-607.
50. Bedford, R.E. and G. Wyszecki, *Axial chromatic aberration of the human eye*. *J Opt Soc Am*, 1957. **47**(6): p. 564-5.

51. Howarth, P.A., *The lateral chromatic aberration of the eye*. Ophthalmic Physiol Opt, 1984. **4**(3): p. 223-6.
52. Vinas, M., et al., *Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics*. Biomed Opt Express, 2015. **6**(3): p. 948-62.
53. Loughman, J., et al., *Macular pigment and its contribution to visual performance and experience*. Journal of Optometry, 2010. **3**(2): p. 74-90.
54. Campbell, F.W. and R.W. Gubisch, *Optical quality of the human eye*. J Physiol, 1966. **186**(3): p. 558-78.
55. Campbell, F.W. and R.W. Gubisch, *The effect of chromatic aberration on visual acuity*. J Physiol, 1967. **192**(2): p. 345-58.
56. Bradley, A., *Glenn A. Fry Award Lecture 1991: perceptual manifestations of imperfect optics in the human eye: attempts to correct for ocular chromatic aberration*. Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry, 1992. **69**(7): p. 515.
57. Elliott, D.B., *Contrast sensitivity and glare testing*. Borish's clinical refraction, 1998: p. 203-241.
58. Rosenberg, R., *Light, glare, and contrast in low vision care*. Faye EE. Clinical low vision, 1984. **2**: p. 197-212.
59. Smith, A.J., W. de L'Aune, and D.R. Geruschat, *Low vision mobility problems: Perceptions of O&M specialists and persons with low vision*. Journal of Visual Impairment & Blindness, 1992.
60. Ludt, R., *Three types of glare: Low vision O&M assessment and remediation*. RE:view, 1997. **29**(3): p. 101.
61. Smith, G., *Disability glare and its clinical significance*. Optom Today, 2002: p. 34-37.
62. Lebensohn, J.E., *Photophobia: Mechanism and Implications**. American Journal of Ophthalmology, 1951. **34**(9): p. 1294-1300.
63. Apple, M.M., L.E. Apple, and D. Blasch, *Low vision*. 1980: American Foundation for the Blind.
64. Faye, E.E., *Living with low vision: What you can do to help patients cope*. Postgraduate medicine, 1998. **103**(5): p. 167-178.
65. Probst, L.E., *The problem with pupils*. J Cataract Refract Surg, 2004. **30**(1): p. 2-4.
66. Beckman, C., et al., *Comparison of two glare measurement methods through light scattering modeling*. Optometry & Vision Science, 1992. **69**(7): p. 532-537.
67. O'Connor, P.S., et al., *Effects of routine pupillary dilation on functional daylight vision*. Archives of Ophthalmology, 1988. **106**(11): p. 1567-1569.
68. Steen, R., et al., *Age-related effects of glare on luminance and color contrast sensitivity*. Optom Vis Sci, 1994. **71**(12): p. 792-6.
69. Löfving, B., M. Billger, and J. Thaug, *Visualization of Disability Glare Due to Veiling Luminance*. Energy Procedia, 2015. **78**: p. 735-740.
70. Randall T., J., *Understanding Low Vision*. 1983: American Foundation for the Blind.
71. Verriest, G. and A. Uvijls, *Disability glare in normal and diseased eyes*. Clinical Vision Sciences, 1989. **4**(3): p. 253-256.
72. Horiguchi, M., Y. Ito, and Y. Miyake, *Extrafoveal photostress recovery test in glaucoma and idiopathic central serous chorioretinopathy*. British Journal of Ophthalmology, 1998. **82**(9): p. 1007.
73. Glaser, J.S., et al., *The photostress recovery test in the clinical assessment of visual function*. American journal of ophthalmology, 1977. **83**(2): p. 255-260.
74. Ortiz, C., et al., *Quantifying age-related differences in visual-discrimination capacity: Drivers with and without visual impairment*. Applied Ergonomics, 2013. **44**(4): p. 523-531.

75. Lutkevich, P., D. McLean, and J. Cheung, *FHWA Lighting Handbook*. Technical Report Documentation Page, 2012.
76. Pérez Carrasco, M.J. and M.C. Puell Marín, *Efecto de un filtro amarillo sobre la función visual mesópica de sujetos emétopes y sujetos miopes operados de cirugía refractiva lasik*, in *Departamento de Óptica*. 2007, Universidad Complutense de Madrid: Facultad de Ciencias Físicas.
77. Coco Martin, M.B., et al., *Manual de Baja Visión y Rehabilitación Visual*. 2015, Madrid: Médica Panamericana, D.L. 2015.
78. Touzeau, O., [Calculating the mean visual acuity and the change in visual acuity with a decimal acuity chart]. *J Fr Ophtalmol*, 2003. **26**(6): p. 586-90.
79. Holladay, J.T., *Proper method for calculating average visual acuity*. *J Refract Surg*, 1997. **13**(4): p. 388-91.
80. Bailey, I.L. and J.E. Lovie-Kitchin, *Visual acuity testing. From the laboratory to the clinic*. *Vision Res*, 2013. **90**: p. 2-9.
81. Lovie-Kitchin, J.E., *Is it time to confine Snellen charts to the annals of history?* *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2015. **35**(6): p. 631-636.
82. Bailey, I.L. and J.E. Lovie, *New design principles for visual acuity letter charts*. *Am J Optom Physiol Opt*, 1976. **53**(11): p. 740-5.
83. Heron, G., et al., *Relationship between visual acuity and observation distance*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1995. **15**(1): p. 23-30.
84. McMonnies, C.W. and A. Ho, *Letter legibility and chart equivalence*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2000. **20**(2): p. 142-52.
85. McMonnies, C.W., *Chart construction and letter legibility/readability*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1999. **19**(6): p. 498-506.
86. Pierscionek, B.K. and R.A. Weale, *A logistics evaluation of visual acuity as applied to the Bailey-Lovie chart*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1999. **19**(6): p. 507-11.
87. Hedin, A. and K. Olsson, *Letter legibility and the construction of a new visual acuity chart*. *Ophthalmologica*, 1984. **189**(3): p. 147-56.
88. Macnaughton, J., *Evaluación en baja visión*. 2006, Barcelona: Masson.
89. Herranz, R.M., *Manual de Optometría*. 2011: Editorial Medica Panamericana Sa de.
90. Ricci, F., C. Cedrone, and L. Cerulli, *Standardized measurement of visual acuity*. *Ophthalmic Epidemiol*, 1998. **5**(1): p. 41-53.
91. Puell, M.C., et al., *Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity*. *J Refract Surg*, 2004. **20**(5): p. 484-8.
92. Bansback, N., et al., *Determinants of health related quality of life and health state utility in patients with age related macular degeneration: the association of contrast sensitivity and visual acuity*. *Qual Life Res*, 2007. **16**(3): p. 533-43.
93. Owsley, C., *Contrast sensitivity*. *Ophthalmol Clin North Am*, 2003. **16**(2): p. 171-7.
94. Crossland, M.D., L.E. Culham, and G.S. Rubin, *Predicting reading fluency in patients with macular disease*. *Optom Vis Sci*, 2005. **82**(1): p. 11-7.
95. Haymes, S.A., A.W. Johnston, and A.D. Heyes, *Relationship between vision impairment and ability to perform activities of daily living*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2002. **22**(2): p. 79-91.
96. Miller, D., *Glare and contrast sensitivity testing*. *Duane's Clinical Ophthalmology*, 1992. **1**: p. 1-19.
97. Daniel, E., *Impaired contrast sensitivity among leprosy patients with normal visual acuity*. *Leprosy Reviews*, 2005. **76**: p. 55-64.
98. Frenette, B., D. Mergler, and R. Bowler, *Contrast-sensitivity loss in a group of former microelectronics workers with normal visual acuity*. *Optometry and Vision Science*, 1991. **68**(7): p. 556-560.

99. Plainis, S., A. Anastasakis, and M. Tsilimbaris, *The value of contrast sensitivity in diagnosing central serous chorioretinopathy*. Clinical and Experimental Optometry, 2007. **90**(4): p. 296-298.
100. Kleiner, R.C., et al., *Contrast sensitivity in age-related macular degeneration*. Arch Ophthalmol, 1988. **106**(1): p. 55-7.
101. Richman, J., et al., *Importance of visual acuity and contrast sensitivity in patients with glaucoma*. Archives of Ophthalmology, 2010. **128**(12): p. 1576-1582.
102. Abrishami, M., et al., *Abnormal Cambridge low-contrast grating sensitivity results associated with diabetic retinopathy as a potential screening tool*. Eastern Mediterranean Health Journal, 2007. **13**(4): p. 810-818.
103. Lindberg, C.R., et al., *Contrast sensitivity in retinitis pigmentosa*. British Journal of Ophthalmology, 1981. **65**(12): p. 855-858.
104. Sekuler, R., C. Owsley, and R. Berenberg, *Contrast sensitivity during provoked visual impairment in multiple sclerosis*. Ophthalmic Physiol Opt, 1986. **6**(2): p. 229-32.
105. Soler García, A., et al., *Relación entre el test de sensibilidad al contraste y el nivel de gravedad en pacientes con esclerosis múltiple*. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología, 2014. **90**(04): p. 347-351.
106. Moros Garrido, D., et al., *Exploración de la función visual en pacientes con enfermedad de Parkinson*, in Facultad de Ciencias. 2013, Universidad de Zaragoza.
107. Friström, B. and B.L. Lundh, *Colour contrast sensitivity in cataract and pseudophakia*. Acta Ophthalmologica, 2000. **78**(5): p. 506-511.
108. Santhiago, M.R., et al., *Wavefront analysis, contrast sensitivity, and depth of focus after cataract surgery with aspherical intraocular lens implantation*. American journal of ophthalmology, 2010. **149**(3): p. 383-389. e2.
109. Packer, M., I.H. Fine, and R.S. Hoffman, *Contrast sensitivity and measuring cataract outcomes*. Ophthalmology Clinics, 2006. **19**(4): p. 521-533.
110. Ginsburg, A.P., *Contrast sensitivity: determining the visual quality and function of cataract, intraocular lenses and refractive surgery*. Current opinion in ophthalmology, 2006. **17**(1): p. 19-26.
111. Wei, R.H., et al., *Contact lens characteristics and contrast sensitivity of patients with keratoconus*. Eye & contact lens, 2011. **37**(5): p. 307-311.
112. Wicker, D., S. Sanislo, and D.G. Green, *Effect of Contact Lens Correction on Sine Wave Contrast Sensitivity in Keratoconus Patients after Penetrating Keratoplasty*. Optometry & Vision Science, 1992. **69**(5): p. 342-346.
113. Elliott, D.B. and D. Whitaker, *Clinical contrast sensitivity chart evaluation*. Ophthalmic Physiol Opt, 1992. **12**(3): p. 275-80.
114. Campbell, F.W. and D.G. Green, *Optical and retinal factors affecting visual resolution*. J Physiol, 1965. **181**(3): p. 576-93.
115. Bour, L.J., *MTF of the defocused optical system of the human eye for incoherent monochromatic light*. J Opt Soc Am, 1980. **70**(3): p. 321-8.
116. Borish, I.M., *Borish's clinical refraction*. 1998: WB Saunders.
117. Martín, R. and G. Vecilla, *Sensibilidad al contraste*. Martín R, Vecilla G. Manual de Optometría. 1ª Edición. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2010: p. 23-38.
118. Bedell, H., *Spatial acuity*, in *The Psychophysical Measurement of Visual Function*. 2002, Butterworth-Heinemann. p. 105-136.
119. Campbell, F.W. and J.G. Robson, *Application of Fourier analysis to the visibility of gratings*. J Physiol, 1968. **197**(3): p. 551-66.
120. Steven, S., *Visual Perception: A Clinical Orientation, Fourth Edition*. 2009: McGraw-Hill Medical. -1.
121. Jin, C.J., D.Z. Wu, and L. Wu, *The contrast sensitivity function in low vision*. Yan Ke Xue Bao, 1992. **8**(1): p. 45-8.

122. Díez-Ajenjo, M.A. and P. Capilla, *Spatio-temporal contrast sensitivity in the cardinal directions of the colour space. A review*. Journal of optometry, 2010. **3**(1): p. 2-19.
123. Woods, R.L. and J.M. Wood, *The role of contrast sensitivity charts and contrast letter charts in clinical practice*. Clinical and Experimental Optometry, 1995. **78**(2): p. 43-57.
124. Apkarian, P., et al., *Origin of notches in CSF: optical or neural?* Invest Ophthalmol Vis Sci, 1987. **28**(3): p. 607-12.
125. Bour, L.J. and P. Apkarian, *Selective broad-band spatial frequency loss in contrast sensitivity functions. Comparison with a model based on optical transfer functions*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1996. **37**(12): p. 2475-84.
126. Zheng, G., et al., *Contrast sensitivity and higher-order aberrations in patients with astigmatism*. Chinese medical journal, 2007. **120**(10): p. 882-885.
127. Tomidokoro, A., et al., *Corneal irregular astigmatism and contrast sensitivity after photorefractive keratectomy*. Ophthalmology, 2001. **108**(12): p. 2209-2212.
128. Haegerstrom-Portnoy, G., M.E. Schneck, and J.A. Brabyn, *Seeing into old age: vision function beyond acuity*. Optometry and vision science, 1999. **76**(3): p. 141-158.
129. Bailey, I.L., *Visual acuity*. Borish's Clinical Refraction Ed. WJ Benjamin (Philadelphia, PA: WB Saunders) pp, 1998: p. 179-202.
130. Brown, B. and J.E. Lovie-Kitchin, *High and low contrast acuity and clinical contrast sensitivity tested in a normal population*. Optom Vis Sci, 1989. **66**(7): p. 467-73.
131. Regan, D. and D. Neima, *Low-contrast letter charts as a test of visual function*. Ophthalmology, 1983. **90**(10): p. 1192-200.
132. Regan, D. and D. Neima, *Low-contrast letter charts in early diabetic retinopathy, ocular hypertension, glaucoma, and Parkinson's disease*. British journal of ophthalmology, 1984. **68**(12): p. 885-889.
133. Puell, M.C., et al., *Impaired Mesopic Visual Acuity in Eyes with Early Age-Related Macular Degeneration/Impaired Mesopic Visual Acuity in Eyes with Early AMD*. Investigative ophthalmology & visual science, 2012. **53**(11): p. 7310-7314.
134. Herse, P.R. and H.E. Bedell, *Contrast sensitivity for letter and grating targets under various stimulus conditions*. Optom Vis Sci, 1989. **66**(11): p. 774-81.
135. Elliott, D.B. and M.A. Bullimore, *Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1993. **34**(1): p. 108-19.
136. Maza de Alarcón, M., et al., *El papel del óptico-optometrista en el manejo de la DMAE seca*. Gaceta de optometría y óptica oftálmica, 2013(479): p. 34-38.
137. Eldred, K.B., *Optimal illumination for reading in patients with age-related maculopathy*. Optom Vis Sci, 1992. **69**(1): p. 46-50.
138. Pelli, D. and J. Robson. *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. in *Clinical Vision Sciences*. 1988. Citeseer.
139. Sloan, L.L., W.M. Rowland, and A. Altman, *Comparison of three types of test target for the measurement of visual acuity*. Q Rev Ophthalmol, 1952. **8**(1): p. 4-16.
140. Matilla Rodríguez, M.T., *Cuantificación de la dispersión de luz en retina y densitometría computerizada de la luz dispersada en córnea como nuevas técnicas para la valoración del edema corneal*. Archivos Optométricos, 1997. **1**(1): p. 52-69.
141. Elliott, D.B., D. Whitaker, and L. Bonette, *Differences in the legibility of letters at contrast threshold using the Pelli-Robson chart*. Ophthalmic Physiol Opt, 1990. **10**(4): p. 323-6.
142. Woods, R.L., *Reliability of visual performance measurement under optical degradation*. Ophthalmic Physiol Opt, 1993. **13**(2): p. 143-50.
143. Martín Herranz, R., G. Vecilla Antolínez, and G.V.A. Raúl Martín Herranz, *Manual de optometría*. 2010: Médica Panamericana.
144. Martínez, F. and A. Pons Moreno, *Fundamentos de la visión binocular*. Alicante: Universidad de Alicante, 2004.

145. Morris, H., et al., *Clinical assessment of stereopsis and its functional significance*. British and Irish Orthoptic Journal, 2005. **2**: p. 8.
146. von Noorden, G.K., *Binocular vision and ocular motility*. Sixth edition ed. 2002, United States of America: Mosby, Inc.
147. Cooper, J. and J. Warshowsky, *Lateral displacement as a response cue in the Titmus Stereo test*. Optometry & Vision Science, 1977. **54**(8): p. 537-541.
148. Reinecke, R.D. and K. Simons, *A new stereoscopic test for amblyopia screening*. American journal of ophthalmology, 1974. **78**(4): p. 714-721.
149. Simons, K., *A comparison of the Frisby, Random-Dot E, TNO, and Randot circles stereotests in screening and office use*. Archives of ophthalmology, 1981. **99**(3): p. 446-452.
150. Cooper, J. and J. Feldman, *Assessing the Frisby Stereo Test under monocular viewing conditions*. Journal of the American Optometric Association, 1979. **50**(7): p. 807-809.
151. Aguirre Vila-Coro, V., *Filtros protectores oculares para soldadura: Efecto en la función visual*, in *Facultad de Ciencias de la Salud*. 2013, Universidad Europea de Madrid.
152. Livingstone, M.S. and D.H. Hubel, *Stereopsis and positional acuity under dark adaptation*. Vision Research, 1994. **34**(6): p. 799-802.
153. Mueller, C. and V. Lloyd, *Stereoscopic acuity for various levels of illumination*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 1948. **34**(5): p. 223-227.
154. Nagel, W., *Stereoskopie und Tiefenwahrnehmung im Dämmerungssehen*. Zeitschrift f, 1902: p. 264-266.
155. Reynaud, A., J. Zhou, and R.F. Hess, *Stereopsis and mean luminance*. Journal of Vision, 2013. **13**(11): p. 1-1.
156. Olscamp, P.J., *Discourse on method, optics, geometry, and meteorology*. 1965: Indianapolis: Bobbs-Merrill.
157. Caldicott, A. and W.N. Charman, *Diffraction haloes resulting from corneal oedema and epithelial cell size*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2002. **22**(3): p. 209-213.
158. Elliot, R.H., *A Halometer*. Br Med J, 1924. **1**(3301): p. 624.
159. Florakis, G.J., et al., *Evaluation of night vision disturbances*. J Refract Corneal Surg, 1994. **10**(3): p. 333-8.
160. Gutierrez, R., et al., *Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery*. J Biomed Opt, 2003. **8**(4): p. 663-7.
161. Castro, J.J., et al., *New testing software for quantifying discrimination capacity in subjects with ocular pathologies*. J Biomed Opt, 2011. **16**(1): p. 015001.
162. Pieh, S., et al., *Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses*. Br J Ophthalmol, 2001. **85**(7): p. 816-21.
163. Elliott, D.B., S. Mitchell, and D. Whitaker, *Factors affecting light scatter in contact lens wearers*. Optom Vis Sci, 1991. **68**(8): p. 629-33.
164. Elliott, D.B., et al., *Relative sensitivity of clinical tests to hydrophilic lens-induced corneal thickness changes*. Optom Vis Sci, 1993. **70**(12): p. 1044-8.
165. Hamel, C., *Retinitis pigmentosa*. Orphanet J Rare Dis, 2006. **1**: p. 40.
166. Hartong, D.T., E.L. Berson, and T.P. Dryja, *Retinitis pigmentosa*. Lancet, 2006. **368**(9549): p. 1795-809.
167. Bessant, D., *Adler's Physiology of the eye : clinical application*. 10th. ed. ed. 2002. 363-366.
168. José Blanco, M. and C. Capeans, *Retinitis pigmentaria*. Medicina Clínica, 2001. **117**(4): p. 135-136.
169. Marigo, V., *Programmed cell death in retinal degeneration: targeting apoptosis in photoreceptors as potential therapy for retinal degeneration*. Cell Cycle, 2007. **6**(6): p. 652-5.
170. Grover, S., et al., *Visual acuity impairment in patients with retinitis pigmentosa at age 45 years or older*. Ophthalmology, 1999. **106**(9): p. 1780-5.

171. Boughman, J.A., M. Vernon, and K.A. Shaver, *Usher syndrome: definition and estimate of prevalence from two high-risk populations*. J Chronic Dis, 1983. **36**(8): p. 595-603.
172. Ferrari, S., et al., *Retinitis Pigmentosa: Genes and Disease Mechanisms*. Current Genomics, 2011. **12**(4): p. 238-249.
173. Massof, R.W. and D. Finkelstein, *Two forms of autosomal dominant primary retinitis pigmentosa*. Doc Ophthalmol, 1981. **51**(4): p. 289-346.
174. Urtubia Vicario, C. and P. Garriga Solé, *Nueva luz en Retinosis Pigmentaria: tipos de herencia y ayudas optométricas*. Gaceta Óptica, 2007(421): p. 22-27.
175. Valverde Pérez, D., *La Retinosis pigmentaria en España: estudio clínico y genético*. 2001, Organización Nacional de Ciegos Españoles, Dirección de Autonomía Personal y Bienestar Social Madrid.
176. Bird, A.C., *X-linked retinitis pigmentosa*. Br J Ophthalmol, 1975. **59**(4): p. 177-99.
177. Dryja, T.P., et al., *Dominant and digenic mutations in the peripherin/RDS and ROM1 genes in retinitis pigmentosa*. Investigative ophthalmology & visual science, 1997. **38**(10): p. 1972-1982.
178. Cabello Igual, M.d.C., et al., *Retinosis pigmentaria y baja visión*. Gaceta Óptica, 1998(320): p. 16-22.
179. Pagon, R.A., *Retinitis pigmentosa*. Surv Ophthalmol, 1988. **33**(3): p. 137-77.
180. Merin, S. and E. Auerbach, *Retinitis pigmentosa*. Surv Ophthalmol, 1976. **20**(5): p. 303-46.
181. Pruett, R.C., *Retinitis pigmentosa: clinical observations and correlations*. Trans Am Ophthalmol Soc, 1983. **81**: p. 693-735.
182. Heckenlively, J.R., et al., *Clinical findings and common symptoms in retinitis pigmentosa*. Am J Ophthalmol, 1988. **105**(5): p. 504-11.
183. Berezovsky, A., et al., *Visual acuity and rod function in patients with retinitis pigmentosa*. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, 2004. **67**: p. 749-753.
184. Herse, P., *Retinitis pigmentosa: visual function and multidisciplinary management*. Clinical and Experimental Optometry, 2005. **88**(5): p. 335-350.
185. Szamier, R.B. and E.L. Berson, *Histopathologic study of an unusual form of retinitis pigmentosa*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1982. **22**(5): p. 559-70.
186. Szamier, R.B. and E.L. Berson, *Retinal ultrastructure in advanced retinitis pigmentosa*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 1977. **16**(10): p. 947-962.
187. van den Berg, T.J., *On the relation between intraocular straylight and visual function parameters*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1994. **35**(6): p. 2659-61.
188. van den Berg, T.J. and J.K. Ijspeert, *Clinical assessment of intraocular stray light*. Appl Opt, 1992. **31**(19): p. 3694-6.
189. Alexander, K.R., G.A. Fishman, and D.J. Derlacki, *Intraocular light scatter in patients with retinitis pigmentosa*. Vision Res, 1996. **36**(22): p. 3703-9.
190. Sánchez-Ramos Roda, C., *Filtros ópticos contra el efecto fototóxico del espectro visible en la retina: experimentación animal*, in Facultad de Ciencias de la Salud. 2010, Universidad Europea de Madrid.
191. Palmer, J.M. and B.G. Grant, *The art of radiometry*. 2010: SPIE Press.
192. Artigas Verde, J.M., *Lentes de protección ocular*. Óptica Oftálmica II. **Tema V**.
193. González Díaz-Obregón, E. and I. Sánchez Pérez, *Simposio Complutense sobre fotocromatismo*. 2010: Universidad Complutense.
194. Rancourt, J.D., *Optical thin films: user handbook*. 1996: SPIE Press.
195. Kaiser, P.K., *Prospective evaluation of visual acuity assessment: a comparison of snellen versus ETDRS charts in clinical practice (An AOS Thesis)*. Trans Am Ophthalmol Soc, 2009. **107**: p. 311-24.
196. Elliott, D.B. and P. Situ, *Visual acuity versus letter contrast sensitivity in early cataract*. Vision Res, 1998. **38**(13): p. 2047-52.

197. Guillon, M., D.P. Lydon, and R.T. Solman, *Effect of target contrast and luminance on soft contact lens and spectacle visual performance*. *Curr Eye Res*, 1988. **7**(7): p. 635-48.
198. Regan, D., D.E. Giaschi, and B.B. Fresco, *Measurement of glare susceptibility using low-contrast letter charts*. *Optom Vis Sci*, 1993. **70**(11): p. 969-75.
199. Ferris, F.L., 3rd, et al., *New visual acuity charts for clinical research*. *Am J Ophthalmol*, 1982. **94**(1): p. 91-6.
200. Radner, W., et al., *A new reading chart for simultaneous determination of reading vision and reading speed*. *Klinische Monatsblätter Fur Augenheilkunde*, 1998. **213**(3): p. 174-181.
201. Radner, W., et al., *The validity and reliability of short German sentences for measuring reading speed*. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, 2002. **240**(6): p. 461-467.
202. Stifter, E., et al., *Reliability of a standardized reading chart system: variance component analysis, test-retest and inter-chart reliability*. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 2004. **242**(1): p. 31-39.
203. Richter-Mueksch, S., et al., *Reading performance with a refractive multifocal and a diffractive bifocal intraocular lens*. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2002. **28**(11): p. 1957-1963.
204. Stifter, E., et al., *Discriminative power of reading tests to differentiate visual impairment caused by cataract and age-related macular degeneration*. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2005. **31**(11): p. 2111-2119.
205. Radner, W. and G. Diendorfer, *English sentence optotypes for measuring reading acuity and speed—the English version of the Radner Reading Charts*. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 2014. **252**(8): p. 1297-1303.
206. Alio, J.L., et al., *Design of short Spanish sentences for measuring reading performance: Radner-Vissum test*. *J Cataract Refract Surg*, 2008. **34**(4): p. 638-42.
207. Krasny, J., et al., *[The contrast sensitivity test in early detection of ocular changes in children, teenagers, and young adults with diabetes mellitus type I]*. *Cesk Slov Oftalmol*, 2006. **62**(6): p. 381-94.
208. Pomerance, G.N. and D.W. Evans, *Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1994. **35**(9): p. 3357-61.
209. Julesz, B., *Foundations of cyclopean perception*. 1971, Chicago: University of Chicago Press. 406.
210. Blakemore, C. and B. Julesz, *Stereoscopic depth aftereffect produced without monocular cues*. *Science*, 1971. **171**(3968): p. 286-288.
211. Okuda, F., L. Apt, and B. Wanter, *Evaluation of the TNO-random-dot stereogram test*. *The American orthoptic journal*, 1977. **27**: p. 124-130.
212. Aschenbrenner, C., *Problems in getting information into and out of air photographs*. *Photogrammetric Engineering*, 1954. **20**: p. 398-401.
213. Shipley, T., *The first random-dot texture stereogram*. *Vision research*, 1971. **11**(12): p. 1491-IN2.
214. Julesz, B., *Binocular depth perception and pattern recognition*. *Information theory*, 1961: p. 212-224.
215. Farnsworth, D., *Farnsworth dichotomous test for color blindness*. 1947, Berkeley: Psychological Corporation. 16.
216. Hahn, E.A., et al. *Precision of health-related quality-of-life data compared with other clinical measures*. in *Mayo Clinic Proceedings*. 2007. Elsevier.
217. Pérez Jménez, D. and M. Lupón Bas, *Evaluación de la calidad de vida relacionada con la visión*. *Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica*, 2017(521).
218. Misajon, R., et al., *Vision and quality of life: the development of a utility measure*. *Investigative ophthalmology & visual science*, 2005. **46**(11): p. 4007-4015.

219. Mangione, C., *NEI VFQ-25 scoring algorithm*. Rockville, MD: National Eye Institute, 2000.
220. Mangione, C.M., et al., *Development of the 25-item National Eye Institute Visual Function Questionnaire*. Arch Ophthalmol, 2001. **119**(7): p. 1050-8.
221. Marella, M., et al., *The psychometric validity of the NEI VFQ-25 for use in a low-vision population*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2010. **51**(6): p. 2878-84.
222. Nichols, K.K., G.L. Mitchell, and K. Zadnik, *Performance and repeatability of the NEI-VFQ-25 in patients with dry eye*. Cornea, 2002. **21**(6): p. 578-83.
223. Orr, P., et al., *Validation of the National Eye Institute Visual Function Questionnaire-25 (NEI VFQ-25) in age-related macular degeneration*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2011. **52**(6): p. 3354-9.
224. Owen, C.G., et al., *Is the NEI-VFQ-25 a useful tool in identifying visual impairment in an elderly population?* BMC Ophthalmol, 2006. **6**: p. 24.
225. Broman, A.T., et al., *Psychometric properties of the 25-item NEI-VFQ in a Hispanic population: Proyecto VER*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2001. **42**(3): p. 606-13.
226. Broła, W., et al., *[Polish adaptation and validation of the Visual Function Questionnaire (VFQ-25) in multiple sclerosis patients]*. Wiad Lek, 2010. **63**(3): p. 161-70.
227. Gómez, A., O. Correa, and V. Rodríguez, *Validación transcultural de la escala NEI VFQ-25 para la medición de la calidad de vida del paciente con alteraciones oculares en el Hospital Simón Bolívar*. Rev Soc Colomb Oftalmol, 2013. **46**(1): p. 33-53.
228. Cole, S.R., et al., *The National Eye Institute visual function questionnaire: experience of the ONTT*. Investigative ophthalmology & visual science, 2000. **41**(5): p. 1017-1021.
229. Cusick, M., et al., *Central visual function and the NEI-VFQ-25 near and distance activities subscale scores in people with type 1 and 2 diabetes*. Am J Ophthalmol, 2005. **139**(6): p. 1042-50.
230. Rodríguez Suárez, B., et al., *Escala NEI VFQ-25 como instrumento de medición de la calidad de vida relativa a la visión*. Revista Cubana de Oftalmología, 2017. **30**(1): p. 0-0.
231. Kinge, B. and A. Midelfart, *Refractive changes among Norwegian university students - A three-year longitudinal study*. Acta Ophthalmologica Scandinavica, 1999. **77**(3): p. 302-305.
232. Villegas, E.A., E. Alcon, and P. Artal, *Minimum amount of astigmatism that should be corrected*. J Cataract Refract Surg, 2014. **40**(1): p. 13-9.
233. Peláez, O., *Retinosis pigmentaria: Experiencia cubana*. Ed. Científico-Técnica, La Habana, Cuba, 1997: p. 25-30.
234. Burstedt, M.S. and E. Monestam, *Self-reported quality of life in patients with retinitis pigmentosa and maculopathy of Bothnia type*. Clin Ophthalmol, 2010. **4**: p. 147-54.
235. Gyawali, R., N. Paudel, and P. Adhikari, *Quality of life in Nepalese patients with low vision and the impact of low vision services*. Journal of Optometry, 2012. **05**(04): p. 188-195.
236. Sieving, P.A. and G.A. Fishman, *Refractive errors of retinitis pigmentosa patients*. Br J Ophthalmol, 1978. **62**(3): p. 163-7.
237. Niemeyer, G. and K. Gurewitsch, *Variability of visual acuity, dark adaptation and electroretinogram in retinitis pigmentosa*. Klin Monbl Augenheilkd, 1982. **180**(5): p. 401-4.
238. Barry Collin, H., *Recognition Of Acquired Colour Defects Using The Panel D-15*. The Australian Journal of Optometry, 1966. **49**(12): p. 342-347.
239. Wong, F., *Visual pigments, blue cone monochromasy, and retinitis pigmentosa*. Arch Ophthalmol, 1990. **108**(7): p. 935-6.
240. Hammerstein, W. and W. Mecklenbeck, *[Examinations of color vision in the differentiation of retinopathia pigmentosa]*. Klin Monbl Augenheilkd, 1983. **182**(1): p. 51-3.

241. Fishman, G.A., et al., *Color vision defects in retinitis pigmentosa*. Ann Ophthalmol, 1981. **13**(5): p. 609-18.
242. Bittner, A.K., P. Jeter, and G. Dagnelie, *Grating acuity and contrast tests for clinical trials of severe vision loss*. Optom Vis Sci, 2011. **88**(10): p. 1153-63.
243. Akeo, K., et al., *Correlation between contrast sensitivity and visual acuity in retinitis pigmentosa patients*. Ophthalmologica, 2002. **216**(3): p. 185-91.
244. Alexander, K.R., D.J. Derlacki, and G.A. Fishman, *Visual acuity vs letter contrast sensitivity in retinitis pigmentosa*. Vision Res, 1995. **35**(10): p. 1495-9.
245. Oishi, M., et al., *Contrast visual acuity in patients with retinitis pigmentosa assessed by a contrast sensitivity tester*. Indian Journal of Ophthalmology, 2012. **60**(6): p. 545-9.
246. Young, R.S., R.A. Krefman, and G.A. Fishman, *Visual improvements with red-tinted glasses in a patient with cone dystrophy*. Arch Ophthalmol, 1982. **100**(2): p. 268-71.
247. Oomachi, K., et al., *Evaluation of contrast visual acuity in patients with retinitis pigmentosa*. Clin Ophthalmol, 2011. **5**: p. 1459-63.
248. van den Berg, T.J., *Red glasses and visual function in retinitis pigmentosa*. Doc Ophthalmol, 1990. **73**(3): p. 255-74.
249. Carracedo, G., et al., *Contrast sensitivity evaluation with filter contact lenses in patients with retinitis pigmentosa: a pilot study*. Journal of optometry, 2011. **4**(4): p. 134-139.
250. Scilley, K., et al., *Early age-related maculopathy and self-reported visual difficulty in daily life*. Ophthalmology, 2002. **109**(7): p. 1235-42.
251. Shah, N., et al., *Visual acuity loss in patients with age-related macular degeneration measured using a novel high-pass letter chart*. British Journal of Ophthalmology, 2016(0): p. 1-7.
252. Neelam, K., et al., *Psychophysical function in age-related maculopathy*. Surv Ophthalmol, 2009. **54**(2): p. 167-210.
253. Home, R., *Binocular summation: a study of contrast sensitivity, visual acuity and recognition*. Vision Res, 1978. **18**(5): p. 579-85.
254. Cagenello, R., A. Arditì, and D.L. Halpern, *Binocular enhancement of visual acuity*. Journal of the Optical Society of America A, 1993. **10**(8): p. 1841-1848.
255. Rubin, G.S., et al., *Monocular versus Binocular Visual Acuity as Measures of Vision Impairment and Predictors of Visual Disability*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 2000. **41**(11): p. 3327-3334.
256. Holladay, J.T., *Visual acuity measurements*. J Cataract Refract Surg, 2004. **30**(2): p. 287-90.
257. Bailey, I.L., et al., *Clinical grading and the effects of scaling*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1991. **32**(2): p. 422-32.
258. McGraw, P., B. Winn, and D. Whitaker, *Reliability of the Snellen chart*. BMJ, 1995. **310**(6993): p. 1481-2.
259. Vesely, P. and S. Synek, *Repeatability and reliability of the visual acuity examination on logMAR ETDRS and Snellen chart*. Cesk Slov Oftalmol, 2012. **68**(2): p. 71-5.
260. Barrio, A., B. Antona, and M.C. Puell, *Repeatability of mesopic visual acuity measurements using high- and low-contrast ETDRS letter charts*. Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 2015. **253**(5): p. 791-795.
261. Cho, P. and G.C. Woo, *Repeatability of the Waterloo Four-Contrast LogMAR Visual Acuity chart and Near Vision Test card on a group of normal young adults*. Ophthalmic Physiol Opt, 2004. **24**(5): p. 427-35.
262. Leinonen, J., E. Laakkonen, and L. Laatikainen, *Random measurement error in visual acuity measurement in clinical settings*. Acta Ophthalmol Scand, 2005. **83**(3): p. 328-32.
263. Arditì, A. and R. Cagenello, *On the statistical reliability of letter-chart visual acuity measurements*. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1993. **34**(1): p. 120-9.

264. Hazel, C.A. and D.B. Elliott, *The dependency of logMAR visual acuity measurements on chart design and scoring rule*. *Optom Vis Sci*, 2002. **79**(12): p. 788-92.
265. Elliott, D.B. and M. Sheridan, *The use of accurate visual acuity measurements in clinical anti-cataract formulation trials*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1988. **8**(4): p. 397-401.
266. Lam, A.K., et al., *Repeatability of near visual acuity measurement at high and low contrast*. *Clin Exp Optom*, 2008. **91**(5): p. 447-52.
267. Siderov, J. and A.L. Tiu, *Variability of measurements of visual acuity in a large eye clinic*. *Acta Ophthalmol Scand*, 1999. **77**(6): p. 673-6.
268. Arden, G.B., *The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance*. *Br J Ophthalmol*, 1978. **62**(4): p. 198-209.
269. Grey, C.P. and M. Yap, *Edge contrast sensitivity in optometric practice: an assessment of its efficacy in detecting visual dysfunction*. *Am J Optom Physiol Opt*, 1987. **64**(12): p. 925-8.
270. Haughom, B. and T.E. Strand, *Sine wave mesopic contrast sensitivity -- defining the normal range in a young population*. *Acta Ophthalmol*, 2013. **91**(2): p. 176-82.
271. Puell, M.C., et al., *Mesopic contrast sensitivity in the presence or absence of glare in a large driver population*. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, 2004. **242**(9): p. 755-761.
272. Rubin, G.S., *Reliability and sensitivity of clinical contrast sensitivity tests*. *Clinical Vision Sciences*, 1988. **2**(3): p. 169-177.
273. Patel, P.J., et al., *Intersession Repeatability of Contrast Sensitivity Scores in Age-Related Macular Degeneration*. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2009. **50**(6): p. 2621-2625.
274. Kelly, S.A., Y. Pang, and S. Klemencic, *Reliability of the CSV-1000 in adults and children*. *Optometry and Vision Science*, 2012. **89**(8): p. 1172-1181.
275. Lovie-Kitchin, J.E., et al., *What areas of the visual field are important for mobility in low vision patients*. *Clinical vision sciences*, 1990. **5**(3): p. 249-263.
276. Marron, J.A. and I.L. Bailey, *Visual factors and orientation-mobility performance*. *Am J Optom Physiol Opt*, 1982. **59**(5): p. 413-26.
277. Legge, G.E., et al., *Psychophysics of reading--II. Low vision*. *Vision Res*, 1985. **25**(2): p. 253-65.
278. Garnham, L. and J.J. Sloper, *Effect of age on adult stereoacuity as measured by different types of stereotest*. *British Journal of Ophthalmology*, 2006. **90**(1): p. 91.
279. Shah, M.B., et al., *Stereoacuity testing in patients with retinal and optic nerve disorders*. *Doc Ophthalmol*, 1995. **91**(3): p. 265-71.
280. Fricke, T.R. and J. Siderov, *Stereopsis, stereotests, and their relation to vision screening and clinical practice*. *Clinical and Experimental Optometry*, 1997. **80**(5): p. 165-172.
281. Antona Peñalba, B. and F. Barra Lázaro, *Fiabilidad intraexaminador y concordancia de pruebas clínicas de evaluación de la visión binocular*. 2010, Universidad Complutense de Madrid.
282. Ferreira-Neves, H., et al. *Validation of a method to measure light distortion surrounding a source of glare*. 2015. SPIE.
283. Jiménez Cuesta, J.R., et al., *Software Halo v1. 0. Guía de usuario*. Laboratorio de Ciencias de la Visión y Aplicaciones de la Universidad de Granada (España), 2008.
284. Lin, R.J., J.S. Ng, and A.L. Nguyen, *Determinants and standardization of mesopic visual acuity*. *Optom Vis Sci*, 2015. **92**(5): p. 559-65.
285. Rabin, J., *Luminance effects on visual acuity and small letter contrast sensitivity*. *Optom Vis Sci*, 1994. **71**(11): p. 685-8.
286. Petzold, A. and G.T. Plant, *Clinical disorders affecting mesopic vision*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2006. **26**(3): p. 326-41.

287. De Valois, R.L., H. Morgan, and D.M. Snodderly, *Psychophysical studies of monkey vision. 3. Spatial luminance contrast sensitivity tests of macaque and human observers*. Vision Res, 1974. **14**(1): p. 75-81.
288. Norton, T.T. and D.A. Corliss, *The psychophysical measurement of visual function*. 2002: Butterworth-Heinemann.
289. Walkey, H.C. and J.L. Barbur, *Guest editorial: Shedding new light on the twilight zone*. Ophthalmic Physiol Opt, 2006. **26**(3): p. 223-4.
290. Perez-Carrasco, M.J., et al., *Effect of a yellow filter on contrast sensitivity and disability glare after laser in situ keratomileusis under mesopic and photopic conditions*. J Refract Surg, 2005. **21**(2): p. 158-65.
291. Krasny, J., et al., *The contrast sensitivity test in early detection of ocular changes in the relation to the type I diabetes mellitus compensation in children, teenagers, and young adults*. Recent Pat Inflamm Allergy Drug Discov, 2007. **1**(3): p. 232-6.
292. Vos, J.J., *On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation*. Clin Exp Optom, 2003. **86**(6): p. 363-70.
293. Friedburg, C., et al., *Evaluation of the Night Vision Spectacles on patients with impaired night vision*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 1999. **237**(2): p. 125-36.
294. Weiss, N.J., *Low vision management of retinitis pigmentosa*. J Am Optom Assoc, 1991. **62**(1): p. 42-52.
295. Perez, M.J., et al., *Effect of a yellow filter on mesopic contrast perception and differential light sensitivity in the visual field*. Ophthalmic Res, 2003. **35**(1): p. 54-9.
296. Mahjoob, M., S. Heydarian, and S. Koochi, *Effect of yellow filter on visual acuity and contrast sensitivity under glare condition among different age groups*. Int Ophthalmol, 2016. **36**(4): p. 509-14.
297. Eperjesi, F. and L.E. Agelis, *Effects of yellow filters on visual acuity, contrast sensitivity and reading under conditions of forward light scatter*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, 2011. **249**(5): p. 709-14.
298. Colombo, L., et al., *Visual function improvement using photocromic and selective blue-violet light filtering spectacle lenses in patients affected by retinal diseases*. BMC Ophthalmology, 2017. **17**: p. 149.
299. Silver, J.H. and A.L. Lyness, *Do retinitis pigmentosa patients prefer red photochromic lenses?* Ophthalmic Physiol Opt, 1985. **5**(1): p. 87-9.
300. Gawande, A., *The Specificity of Colored Lenses as Visual Aids in Retinal Disease*. Journal of Visual Impairment and Blindness, 1992. **86**(6): p. 255-57.
301. Lynch, D., *An evaluation of the Corning CPF550 lens*. Optometric Monthly, 1984. **75**: p. 36-42.
302. Nguyen, T., *A study of blue blocker filters and related pathologies*. Journal of Vision Rehabilitation, 1994. **8**: p. 15-21.
303. Leat, S.J., R.V. North, and H. Bryson, *Do long wavelength pass filters improve low vision performance?*, in *Ophthalmic & Physiological Optics*. 1990. p. 219-224.
304. Cantalejo Cano, J., *Prescripción de filtros: procedimientos de observación sistemática y proceso de toma de decisiones*. Integr Rev Sobre Ceguera Defic Vis, 2001. **37**: p. 26-34.
305. Bao-Chen, S. and D. Cungh-Ging. *Mejora de la sensibilidad al contrastes con filtros en pacientes con deficiencia visual*. in *Visión 96. Actas de la V Conferencia Internacional sobre Baja Vision*. 1997.
306. Hovis, J.K., et al., *Physical characteristics and perceptual effects of "blue-blocking" lenses*. Optom Vis Sci, 1989. **66**(10): p. 682-9.
307. Kinney, J.A., et al., *The perception of depth contours with yellow goggles*. Perception, 1983. **12**(3): p. 363-6.
308. Kinney, J.A., et al., *Reaction time to spatial frequencies using yellow and luminance-matched neutral goggles*. Am J Optom Physiol Opt, 1983. **60**(2): p. 132-8.

309. Zigman, S., *Vision enhancement using a short wavelength light-absorbing filter*. *Optom Vis Sci*, 1990. **67**(2): p. 100-4.
310. Kelly, S.A., S.E. Goldberg, and T.A. Banton, *Effect of yellow-tinted lenses on contrast sensitivity*. *Am J Optom Physiol Opt*, 1984. **61**(11): p. 657-62.
311. Yap, M., *The effect of a yellow filter on contrast sensitivity*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 1984. **4**(3): p. 227-32.
312. Delori, F.C. and K.P. Pflibsen, *Spectral reflectance of the human ocular fundus*. *Appl Opt*, 1989. **28**(6): p. 1061-77.
313. Yoon, G.Y. and D.R. Williams, *Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye*. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 2002. **19**(2): p. 266-75.
314. Franssen, L., J.E. Coppens, and T.J.T.P. van den Berg, *Grading of Iris Color with an Extended Photographic Reference Set*. *Journal of Optometry*, 2008. **01**(01): p. 36-40.
315. JK, I.J., et al., *The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation*. *Vision Res*, 1990. **30**(5): p. 699-707.
316. Franssen, L., et al., *Pupil size and retinal straylight in the normal eye*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2007. **48**(5): p. 2375-82.
317. Klyce, S.D., *Night vision after LASIK: the pupil proclaims innocence*. *Ophthalmology*, 2004. **111**(1): p. 1-2.
318. Wenzel, A., et al., *Molecular mechanisms of light-induced photoreceptor apoptosis and neuroprotection for retinal degeneration*. *Prog Retin Eye Res*, 2005. **24**(2): p. 275-306.

ANEXOS

10. ANEXOS

10.1. Informe del Comité de ética



Informe Dictamen Protocolo Favorable

C.P. UCM-RPF-2013-02 - C.I. 13/110-E

09 de abril de 2013

CEIC Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas
Secretaría del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 03/04/2013, acta 04.1/13 y una vez resueltas las aclaraciones, ha evaluado la propuesta del investigador referida al estudio:

Título: "Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales"

Que en este estudio:

- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Orden SAS 3470/2009 y la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa aplicable en función de las características del estudio.


Es por ello que el Comité informa favorablemente sobre la realización de dicho proyecto por la **Dra. Cristina Bonnín Arias** como investigadora del Grupo de Neuro-Computación y Neuro-Robótica. Facultad de Óptica y Optometría de la Universidad Complutense de Madrid.

Lo que firmo en Madrid, a 09 de abril de 2013

Dra. Mar García Arenillas
Secretaría del CEIC Hospital Clínico San Carlos

10.2. Documento de información al paciente

Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales
COD. PROTOCOLO: UCM-RPF-2013-02

	<p>Título del estudio: Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales</p> <p>COD. PROTOCOLO: UCM-RPF-2013-02</p>
---	---

El Grupo de Neuro-Computación y Neuro-Robótica, de la Universidad Complutense de Madrid está desarrollando diferentes estudios con el objetivo de contribuir a eliminar la ceguera evitable.

Usted ha sido seleccionado para, **si lo desea**, participar en un estudio de investigación, cuyo objetivo es determinar cómo varía la percepción visual con el uso de lentes ópticas especiales.

Para ello, se medirán diferentes parámetros visuales con y sin diferentes filtros protectores: agudeza visual, sensibilidad al contraste y percepción de profundidad en condiciones de alta y baja iluminación. Dado que se trata de una revisión optométrica normal, no existen riesgos por encima de los habituales en la práctica clínica habitual. Sin embargo, puede derivarse un beneficio en la sociedad si este estudio consigue demostrar que el uso de los filtros protectores permite una mejor visión.

Toda la gestión de datos se realizará con estricta sujeción a lo previsto en la L.O. 15/1999 de Protección de datos de Carácter Personal. No se recogerá ningún dato que esté asociado a información personal que pueda identificar al paciente. Los resultados de este estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos o publicaciones, manteniéndose estricta confidencialidad sobre la identidad del paciente. Solamente se ofrecerán datos estadísticos agregados.


Finalmente, se reitera que la participación en este estudio es **voluntaria** y sin gastos adicionales, pudiendo retirarse del mismo en cualquier momento sin tener que dar ninguna explicación y sin suponer ningún perjuicio en sus cuidados médicos.

Grupo de Neuro-Computación y Neuro-Robótica
Ldo. Juan Enrique Cedrún Sánchez
Telf. 913946916

10.3. Documento de consentimiento informado

Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales
COD. PROTOCOLO: UCM-RPF-2013-02

Anexo 5: Formulario de consentimiento informado

	<p>Título del estudio: Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales</p> <p>COD. PROTOCOLO: UCM-RPF-2013-02</p>
---	---

Yo (nombre y apellidos)

He leído la hoja de información que se me ha entregado

He podido hacer preguntas sobre el estudio

He recibido suficiente información sobre el estudio

He hablado con D/D^a (nombre del investigador)

Comprendo que mi **participación es voluntaria**

Comprendo que puedo retirarme del estudio y revocar mi permiso para el uso de los datos recogidos:

o Cuando quiera

o Sin tener que dar explicaciones

o Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos

Doy permiso expreso para utilizar los resultados de las pruebas para los fines que me han explicado.

Y presto libremente mi conformidad para participar en el estudio


....., a de de 20

Firma del interesado

Fdo.:.....

DNI:

10.4. Cuaderno de recogida de datos

<p>Retinosis pigmentaria: Optimización de la función visual mediante lentes ópticas especiales</p>	 Facultad de Óptica y Optometría
---	---

CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS

APELLIDOS		Fecha exploración	
NOMBRE		Fecha nacimiento	Edad
Tlf. contacto		e-mail	
SALUD Y TRATAMIENTOS:			

DIAGNÓSTICO:		EDAD AL DIAGNÓSTICO PREVIO	
PRUEBAS GENÉTICAS: <input type="checkbox"/> Sí <input type="checkbox"/> No		GEN AFECTADO	
DIAGNÓSTICO FUNCIONAL <input type="checkbox"/> Visión normal o ambliopía leve ($AV \geq 0.8$) <input type="checkbox"/> Deficiencia visual leve ($AV = 0.5-0.7$ y/o $CV > 30^\circ$ o defecto cuadrantanópsico) <input type="checkbox"/> Deficiencia visual moderada ($AV = 0.4-0.3$ y/o $CV > 10-30^\circ$ o defecto hemianópsico) <input type="checkbox"/> Deficiencia visual severa ($AV < 0.3$ y/o $CV < 10$ o escotoma central) <input type="checkbox"/> Amaurosis			
EVOLUCIÓN DE LA PATOLOGÍA <input type="checkbox"/> Menos de 2 años <input type="checkbox"/> Menos de 6 años <input type="checkbox"/> Menos de 10 años <input type="checkbox"/> Más de 10 años			

Sintomatología			
Síntomas	Edad de comienzo (años)	Síntomas	Edad de comienzo (años)
<input type="checkbox"/> Ceguera nocturna		<input type="checkbox"/> Fotofobia	
<input type="checkbox"/> Disminución campo visual		<input type="checkbox"/> Deslumbramiento discapacit.	
<input type="checkbox"/> Disminución agudeza visual		<input type="checkbox"/> Fotopsias	
<input type="checkbox"/> Pérdida de contraste		<input type="checkbox"/> Metamorfosis	
<input type="checkbox"/> Alteración de colores		<input type="checkbox"/> Miodesopsia	
<input type="checkbox"/> Probl. adaptación oscuridad		<input type="checkbox"/> Escotomas centelleantes	
<input type="checkbox"/> Otros síntomas			
.....		
.....		
.....		

Compensación óptica		
COMPENSACIÓN ÓPTICA HABITUAL <input type="checkbox"/> Lente oftálmica <input type="checkbox"/> Lente de contacto <input type="checkbox"/> Sin compensación	OD:	Add:
	OI:	Add:

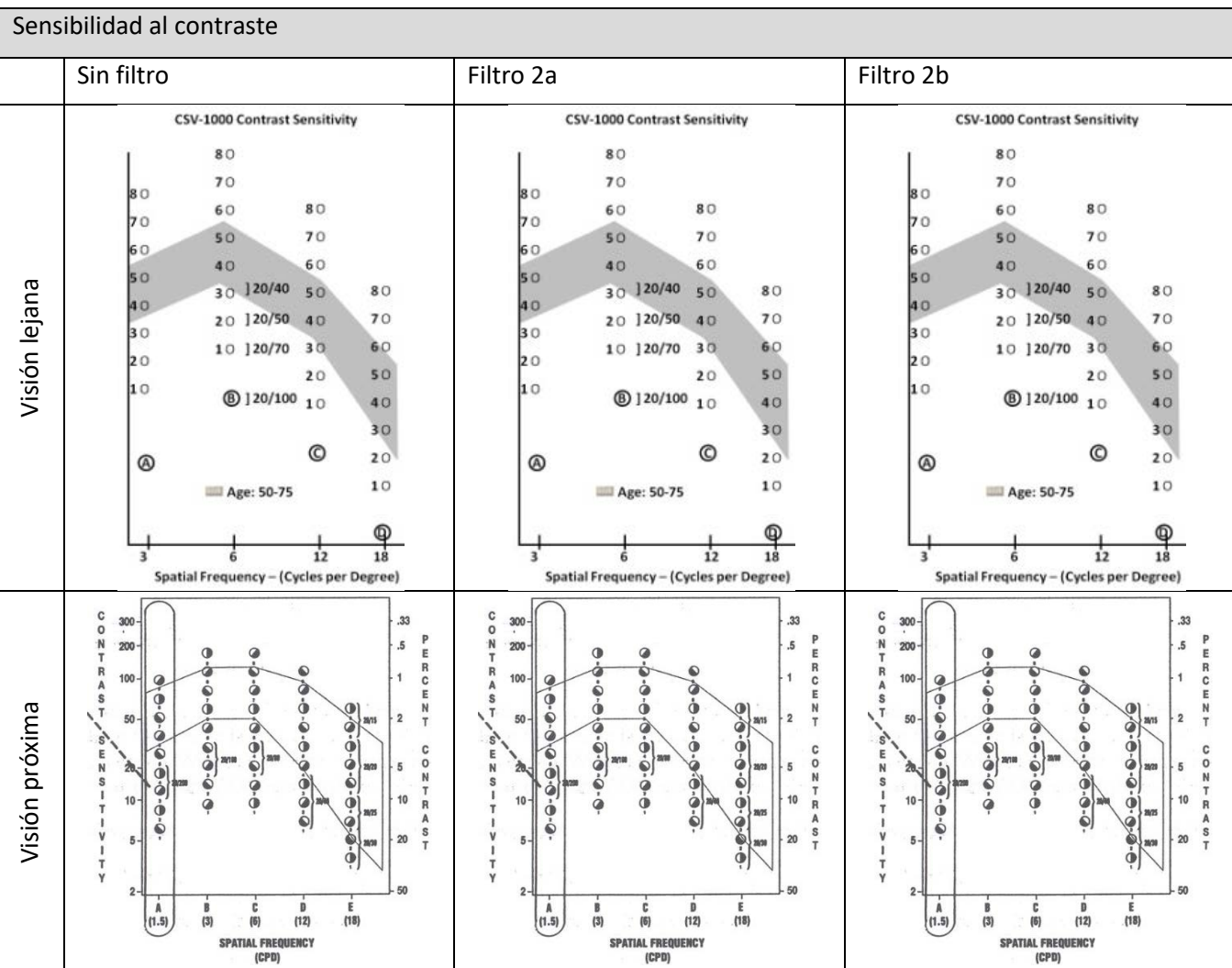
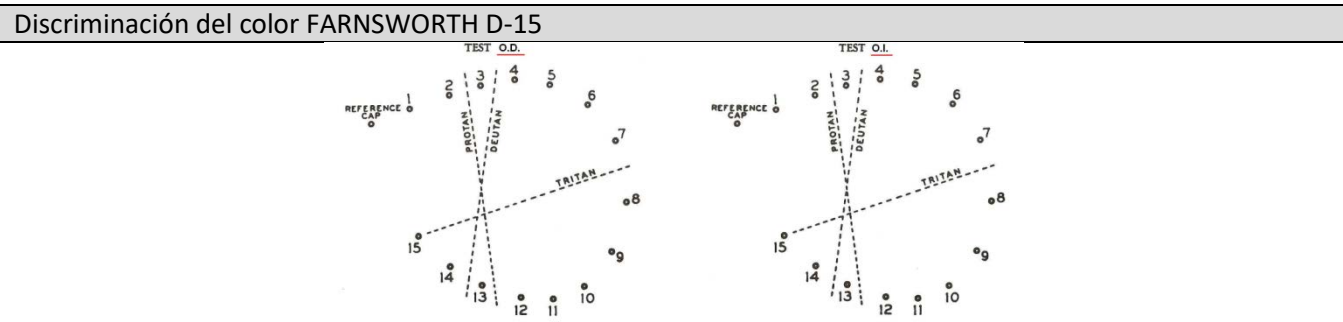
Agudeza visual y refracción (iluminación fotópica, contraste 100 %)						
	AV sc	AV csc	AV Est.	Nueva refracción	AV cnc	AV VP
OD						
OI						
GRADUACIÓN DEFINITIVA	ESFERA	CILINDRO	EJE	DNP V.L.	ADICIÓN	DNP V.P.
RX OD						
RX OI						
TIPO DE LENTES						

VFQ - 25			
1ª. Vista y salud general	9 -		3ª. Problemas de la vista
1 -	10 -		17 -
2 -	11 -		18 -
3 -	12 -		19 -
4 -	13 -		20 -
2ª. Dificultad en las actividades	14 -		21 -
5 -	15	a	<input type="checkbox"/> No ha conducido nunca <input type="checkbox"/> Ha dejado de conducir
6 -		b	22 -
7 -		c	23 -
8 -	16 -		24 -
			25 -

SESIÓN 1: CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICAS

Fecha exploración:

Agudeza visual binocular	Sin filtro	Filtro 2a	Filtro 2b
Agudeza visual lejos contraste 100 %			
Agudeza visual lejos contraste 10 %			
Agudeza visual próxima contraste 100 %			
Velocidad lectura contraste 100 % (ppm) – 0.4 logMar			
Estereopsis (tipo TNO) (segundos arco)			

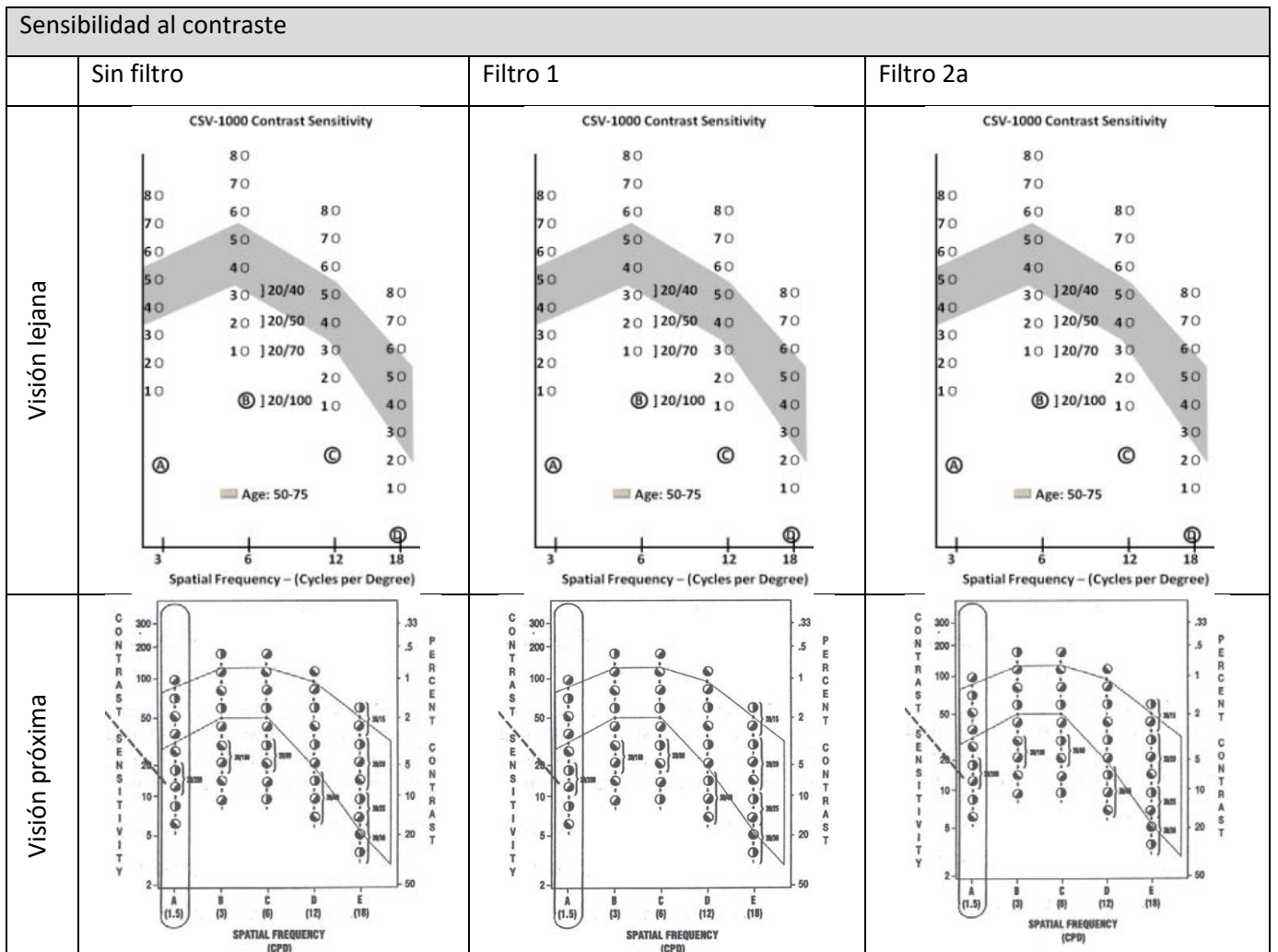


SESIÓN 2: CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICAS

Fecha exploración:

Agudeza visual binocular	Sin filtro	Filtro 1	Filtro 2a
Agudeza visual lejos contraste 100 %			
Agudeza visual lejos contraste 10 %			
Agudeza visual próxima contraste 100 %			
Velocidad lectura contraste 100 % (ppm) – 0.4 logMar			
Estereopsis (tipo TNO) (segundos arco)			

Halometría–Índice cuadrático de perturbación (ρ) ó índice de alteración			
	Sin filtro	Filtro 1	Filtro 2a
Ojo derecho			
Ojo izquierdo			



10.5. Método de aleatorización

Los parámetros de la función visual seleccionados se determinaron en dos condiciones de iluminación (fotópica y mesópica) que se realizaron en 2 sesiones diferentes. El orden de las sesiones fue aleatorizado.

A su vez, en cada una de las sesiones se evaluaron las diferentes variables de función visual en tres situaciones distintas: sin la interposición de filtro y con la interposición de 2 filtros de absorción de longitudes de onda corta para cada una de las condiciones de iluminación (filtro 1A y 1B en condiciones de iluminación mesópica y filtros 1B y 2A en condiciones de iluminación fotópica). El orden de evaluación también fue aleatorizado.

Las diferentes condiciones definidas en el apartado anterior (orden de la sesión y orden de los filtros testeados) se obtuvo con la macro incluida en la hoja de cálculo “permute.xls” de Microsoft Excel®, descargada de <http://jwalk.com/ss/excel/tips/tip46.htm>. Seguidamente, con la función ALEATORIO.ENTRE(1;720) de Microsoft Excel® se generó un número aleatorio de asignación de cada participante a una permutación.

Esta operación se realizó para cada participante. En la [tabla 46](#) se presentan las asignaciones aleatorias de la secuencia concreta seguida en cada uno de los participantes en el estudio.

ID	Orden sesiones	Orden filtros Fotópico	Orden filtros Mesópico
1	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
2	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-F1-SF
3	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
4	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
5	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F1-F2-SF
6	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
7	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
8	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
9	Mesópico - Fotópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
10	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	F2-F1-SF
11	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
12	Mesópico - Fotópico	F1-F2-SF	F1-F2-SF
13	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
14	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
15	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F1-F2-SF
16	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-SF-F1
17	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
18	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-SF-F1

19	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
20	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F1-F2-SF
21	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
22	Mesópico - Fotópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
23	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
24	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
25	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
26	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
27	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	F1-F2-SF
28	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
29	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
30	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F2-SF-F1
31	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
32	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
33	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
34	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
35	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
36	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
37	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
38	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
39	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
40	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
41	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-SF-F1
42	Mesópico - Fotópico	F1-F2-SF	F1-F2-SF
43	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
44	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
45	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
46	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	SF-F1-F2
47	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
48	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
49	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
50	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
51	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
52	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
53	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
54	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
55	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
56	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
57	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
58	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
59	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
60	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-F1-SF
61	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
62	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
63	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2

64	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	F1-F2-SF
65	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-F2-SF
66	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	F1-SF-F2
67	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
68	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
69	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
70	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
71	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-SF-F1
72	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F2-SF-F1
73	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
74	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
75	Mesópico - Fotópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
76	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	SF-F2-F1
77	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
78	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
79	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
80	Fotópico - Mesópico	F2-SF-F1	F2-F1-SF
81	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
82	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
83	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-F1-SF
84	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	F2-F1-SF
85	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
86	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
87	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	F1-SF-F2
88	Fotópico - Mesópico	SF-F2-F1	F2-SF-F1
89	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	SF-F2-F1
90	Mesópico - Fotópico	F1-F2-SF	SF-F2-F1
91	Fotópico - Mesópico	F1-F2-SF	F1-F2-SF
92	Fotópico - Mesópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
93	Mesópico - Fotópico	F2-F1-SF	F2-SF-F1
94	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2
95	Fotópico - Mesópico	SF-F1-F2	SF-F1-F2
96	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	F2-F1-SF
97	Mesópico - Fotópico	F2-SF-F1	F1-SF-F2
98	Fotópico - Mesópico	F1-SF-F2	F1-SF-F2
99	Mesópico - Fotópico	SF-F2-F1	F1-F2-SF
100	Mesópico - Fotópico	F1-SF-F2	SF-F1-F2

Tabla 46. Asignaciones aleatorias de la secuencia concreta, del orden del filtro, seguida en cada uno de los participantes en el estudio.

10.6. Cuestionario VFQ-25

A continuación encontrará un cuestionario con preguntas sobre los problemas relacionados con su vista o los sentimientos que tiene sobre estos problemas. Para cada pregunta elija la respuesta que mejor describa su situación.

Por favor conteste a todas las preguntas como si llevara puestas sus gafas o lentes de contacto (si lleva)

Tómese todo el tiempo necesario para contestar a cada pregunta. Todas sus respuestas son confidenciales. Con el fin de que este cuestionario sirva para mejorar nuestro conocimiento de los problemas de la vista y cómo afectan a su calidad de vida, sus respuestas deben ser lo más exactas posible. Recuerde, si lleva gafas o lentes de contacto, conteste a todas las preguntas como si las llevara puestas en este momento.

INSTRUCCIONES

En general, nos gustaría que intentara contestar usted solo/a a las preguntas. Si cree que necesita ayuda, no dude en pedirla al personal del estudio y ellos le ayudarán

Por favor, conteste a todas las preguntas (a no ser que se le pida que se salte algunas porque no se aplican en su caso)

Conteste a las preguntas rodeando con un círculo el número adecuado

Si no está seguro/a de cómo debe contestar a una pregunta, responda lo mejor que pueda y escriba un comentario en el margen izquierdo

Por favor, complete el cuestionario antes de irse del centro y dáselo a un miembro del personal de estudio. No se lo lleve a casa

Si tiene alguna pregunta, no dude en dirigirse a un miembro del personal de estudio, que estará encantado de ayudarle

PARTE 1 – VISTA Y SALUD GENERAL

En general, diría que su salud en conjunto es:

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Excelente 1(100)
- Muy buena 2 (75)
- Buena 3 (50)
- Regular 4 (25)
- Mala 5 (0)

Actualmente, diría que la vista de sus dos ojos (con gafas o lentes de contacto, si las lleva es excelente, buena, regular, mala, muy mala o está completamente ciego/a

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Excelente 1 (100)
- Buena 2 (80)
- Regular 3 (60)
- Mala 4 (40)
- Muy mala 5 (20)
- Completamente ciego 6 (0)

¿Con qué frecuencia le preocupa su vista?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Nunca 1 (100)
- Pocas veces 2 (75)
- Algunas veces 3 (50)
- La mayoría de las veces .. 4 (25)
- Siempre 5 (0)

¿Cuánto dolor o molestias ha tenido en los ojos y alrededor de ellos (por ejemplo, escozor, picor o dolor agudo)?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguno 1 (100)
- Leve 2 (75)
- Moderado 3 (50)
- Fuerte 4 (25)
- Muy fuerte 5 (0)

PARTE 2 – DIFICULTAD EN LAS ACTIVIDADES

Las siguientes preguntas tratan sobre el grado de dificultad, si es que la hay, que tiene al realizar determinadas actividades con las gafas o las lentes de contacto puestas, si es que las usa para esa actividad

¿Qué grado de dificultad tiene para leer la letra impresa normal de los periódicos?

(Rodee con un círculo sólo un número)

Ninguna dificultad 1 (100)

Poca dificultad 2 (75)

Dificultad moderada 3 (50)

Dificultad extrema 4 (25)

Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

¿Qué grado de dificultad tiene para realizar trabajos o aficiones que exigen que vea bien de cerca, como cocinar, coser, arreglar cosas en casa o usar herramientas?

(Rodee con un círculo sólo un número)

Ninguna dificultad 1 (100)

Poca dificultad 2 (75)

Dificultad moderada 3 (50)

Dificultad extrema 4 (25)

Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para encontrar algo en una estantería llena de cosas?

(Rodee con un círculo sólo un número)

Ninguna dificultad 1 (100)

Poca dificultad 2 (75)

Dificultad moderada 3 (50)

Dificultad extrema 4 (25)

Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

¿Qué grado de dificultad tiene para leer las señales de tráfico o los nombres de las tiendas?

(Rodee con un círculo sólo un número)

Ninguna dificultad 1 (100)

Poca dificultad 2 (75)

Dificultad moderada 3 (50)

Dificultad extrema 4 (25)

Dejó de hacerlo a causa de su vista5(0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para bajar escalones, escaleras o bordillos con poca luz o de noche?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para notar objetos que están a los lados mientras camina?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para ver cómo reacciona la gente a lo que usted dice?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para escoger y combinar su propia ropa?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para relacionarse con gente en sus casas, en fiestas o en restaurantes?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

A causa de su vista, ¿qué grado de dificultad tiene para ir a ver películas, obras de teatro o acontecimientos deportivos?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad 2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema 4 (25)
- Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

¿Conduce actualmente, al menos de vez en cuando?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Si 1Pase a la pregunta 15b
- No 2

15a. SI LA RESPUESTA ES NO, ¿no ha conducido nunca o ha dejado de conducir?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- No ha conducido nunca 1Pase a la parte 3, pregunta 17
- Ha dejado de conducir 2

15b. SI HA DEJADO DE CONDUCIR. ¿Fue principalmente a causa de su vista, principalmente por alguna otra razón a causa tanto de su vista como de otras razones?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Principalmente por la vista1 (0)

Pase a la parte 3, pregunta 17

- Principalmente por otras razones2Respuesta perdida

Pase a la parte 3, pregunta 17

- Tanto por la vista como por otras razones 3 Respuesta perdida

Pase a la parte 3, pregunta 17

15c. SI CONDUCE ACTUALMENTE, ¿Qué grado de dificultad tiene al conducir de día por lugares que le son familiares?

(Rodee con un círculo sólo un número)

- Ninguna dificultad 1 (100)
- Poca dificultad2 (75)
- Dificultad moderada 3 (50)
- Dificultad extrema4 (25)

¿Qué grado de dificultad tiene al conducir de noche?

(Rodee con un círculo sólo un número)

Ninguna dificultad 1 (100)

Poca dificultad 2 (75)

Dificultad moderada 3 (50)

Dificultad extrema 4 (25)

Dejó de hacerlo a causa de su vista5 (0)

Dejó de hacerlo por otras razones o no estaba

Interesado/a en hacer esto6 Respuesta perdida

PARTE 3 – RESPUESTAS A LOS PROBLEMAS DE LA VISTA

Las siguientes preguntas tratan de cosas que es posible que le pasen a causa de su vista. Para cada una, rodee con un círculo el número que indique si la afirmación es verdad en su caso siempre, la mayoría de las veces, algunas veces, pocas veces, o nunca.

(Rodee con un círculo sólo un número)

	Siempre (0)	La mayoría de las veces (25)	Algunas veces (50)	Pocas veces (75)	Nunca (100)
¿ <u>Consigue menos cosas</u> de las que le gustaría a causa de su vista?	1	2	3	4	5
<u>Está limitado/a</u> respecto al período de tiempo que puede usted trabajar o realizar otras actividades a causa de su vista?	1	2	3	4	5
¿Hasta qué punto su dolor o molestias <u>en los ojos o alrededor de ellos</u> , por ejemplo, escozor, picor o dolor agudo, le impiden hacer lo que le gustaría estar haciendo?	1	2	3	4	5

Para cada una de las siguientes afirmaciones, rodee con un círculo el número que indique si la afirmación es para usted totalmente cierta, cierta en su mayor parte, falsa en su mayor parte, totalmente falsa o si no está seguro/a.

(Rodee con un círculo sólo un número)

	Totalmente cierto (0)	Cierto en su mayor parte (25)	No estoy seguro/a (50)	Falso en su mayor parte (75)	Totalmente falso (100)
Me quedo en casa la mayor parte del tiempo a causa de mi vista	1	2	3	4	5
Me siento <u>frustrado/a</u> muchas veces a causa de mi vista	1	2	3	4	5
Tengo <u>mucho menos control</u> sobre lo que hago, a causa de mi vista	1	2	3	4	5
A causa de mi vista, tengo que fiarme demasiado de lo que otras personas me dicen	1	2	3	4	5
<u>Necesito mucha ayuda</u> de los demás a causa de mi vista	1	2	3	4	5
Me preocupa hacer cosas que puedan avergonzarme a mí o a los demás, a causa de mi vista	1	2	3	4	5

