

Diseño y testeo de un campímetro de umbral incremental por proyección

María del Carmen García Domene

Tesis Doctorales UNIVERSIDAD de ALICANTE

www.eltallerdigital.com



Universitat d'Alacant Universidad de Alicante Departamento de Óptica, Farmacología y Anatomía

TESIS DOCTORAL

Diseño y testeo de un campímetro de umbral incremental por proyección



Memoria presentada para optar al grado de Doctor por la Universidad de Alicante

María del Carmen García Domene

Alicante, 2013





Dra. DOLORES DE FEZ SAIZ Profesora Titular del Departamento de Óptica, Farmacología y Anatomía de la Universidad de Alicante y

Dra. Mª JOSÉ LUQUE COBIJA Titular del Departamento de Óptica de la Universidad de Valencia

CERFITICAN:

Que la memoria de Tesis Doctoral titulada "Diseño y testeo de un campímetro de umbral incremental por proyección" presentada por Mª Carmen García Domene, ha sido realizada bajo su dirección en el Departamento de Óptica, Farmacología y Anatomía de la Universidad de Alicante y en el Departamento de Óptica de la Universidad de Valencia. Y para que conste a efectos oportunos, firman en Alicante, Abril de 2013.

Fdo. Dolores de Fez Saiz

Fdo. Mª José Luque Cobija



AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi familia su inagotable apoyo incondicional. Por supuesto, gracias a Alberto por estar conmigo en todo momento y ofrecerme su ayuda aún desde la distancia. A mis amigos por sus ánimos y el sufrimiento de mi ausencia. A Mara por aguantarme a diario y a Esther y Eli porque siempre me han ayudado desde la sombra. Además esta tesis no se hubiera podido llevar a cabo sin la participación de los observadores (amigos y familiares sobretodo) que se ofrecieron desinteresadamente. Mencionar también a la Cátedra Alcon-Universitat de València, que ha sido el apoyo económico durante estos años. Por último, pero no por ello menos importante, a mis directoras Dolo y Mª José por permitirme caminar junto a ellas desde el primer día en que decidí sumergirme en el mundo de la investigación, sus conocimientos trasmitidos son los verdaderos protagonistas de esta tesis.

GRACIAS A TODOS



CAPÍTULO 0 1
1. INTRODUCCIÓN 3
2. FINALIDAD DEL TRABAJO 5
3. ESTRUCTURA DEL MANUSCRITO 5
CAPÍTULO I: ESTADO DEL ARTE 7
1. SISTEMA ÓPTICO9
2. RETINA Y FOTORRECEPCIÓN 11
3. LAS CÉLULAS GANGLIONARES: DESDE RETINA A
CORTEZA VISUAL
3.1 CAMPOS RECEPTIVOS22
3.2 CÉLULAS M, P Y K24
3.3 EL NÚCLEO GENICULADO LATERAL (NGL) 26
3.4 DESDE NGL A CORTEX VISUAL
4. MECANISMOS VISUALES
4.1 PROCESADO DEL COLOR
5. MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN
DE LAS CÉLULAS VISUALES
5.1 ¿CÓMO FAVORECER UN MECANISMO VISUAL? 37
5.1.1. Estímulos
5.1.2 Adaptador
6 .CAMPO VISUAL
6.1 CONCEPTO
6.2 ANTECEDENTES HISTÓRICOS43
6.3 TIPOS DE CAMPIMETRÍA44
6.4 CAMPO VISUAL DEPENDIENTE DEL
MECANISMO VISUAL EXAMINADO46
6.5 SENSIBILIDAD EN LOS CAMPOS VISUALES

<u>ÍNDICE</u>

6.5.1. Respuestas cromáticas en el córtex
dependiente de la excentricidad
6.6 OTROS FACTORES QUE INFLUYEN EN LOS
RESULTADOS DEL CV50
6.6.1 Tamaño del estímulo50
6.6.2 Duración del estímulo 51
6.6.3 Variabilidad de las medidas
6.6.4 Edad53
6.6.5 Estado refractivo54
7. DIAGNOSTICO MEDIANTE EL CAMPO
VISUAL CROMÁTICO
7.1 DISCROMATOPSIAS CONGENITAS58
7.2 DISCROMATOPSIAS ADQUIRIDAS
8. REFERENCIAS
CAPÍTULO II: CARACTERIZACIÓN DEL DISPOSITIVO 83
1. INTRODUCCIÓN 85
1.1 DEFINICIÓN: CALIBRADO Y CARACTERIZACIÓN 85
1.2 CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE UN
DISPOSITIVO DE VISUALIZACIÓN DE DATOS 87
1.3 DISPOSITIVOS Y AJUSTE88
2. MATERIALES
2.1 PROYECTOR
2.1.1 Modo de configuración 96
2.1.1 Modo de configuración 96 2.2 PANTALLA MURAL 99
2.1.1 Modo de configuración
2.1.1 Modo de configuración
2.1.1 Modo de configuración

3.1 CALIBRACIÓN TEMPORAL 1	.03
3.2 DESCRIPCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL	
PROYECTOR Y CALIBRADO1	.05
3.3 RESULTADOS DEL CALIBRADO1	.06
3.4 HOMOGENEIDAD1	.21
3.5 CONCLUSIONES DEL PROCESO DE CALIBRADO 1	.23
4. HETEROGENEIDAD DE LA PROYECCIÓN.	
PROCESO DE MODELIZACIÓN 1	.24
4.1 CONFIGURACION EXPERIMENTAL 1	.24
4.2 INFLUENCIA DEL FONDO 1	.25
5. CARACTERIZACIÓN1	.33
5.1 ADITIVIDAD1	.35
5.2 CONSTANCIA DE PRIMARIOS 1	.36
5.3 PERFIL ICC 1	.39
5.4 TESTEO DEL MODELO Y REFINAMIENTO 1	.51
5.4.1 Parámetros del ajuste1	.57
5.5 SELECCIÓN FINAL DEL MODELO DE AJUSTE 1	.65
6. CONCLUSIONES1	.68
6.1 PROTOCOLO DE CALIBRACION Y	
CARACTERIZACION PARA UN PROYECTOR 1	.68
7. REFERENCIAS1	.71
CAPÍTULO III: MULTICAMPÍMETRO 1	.75
1. GEOMETRÍA DE MEDIDA 1	.77
2. CAMPO VISUAL EXPLORADO 1	.79
3. CARACTERÍSTICAS DEL TEST 1	.83
3.1 ESTÍMULOS 1	.83
3.2 FONDO 1	.90
3.3 GENERACIÓN DE LA LIBRERÍA DE ESTÍMULOS 1	91

4. METODO DE MEDIDA19	94
4.1 METODO MOBS19	96
4.2 MODIFICACIONES AL MÉTODO MOBS 19	99
5. PARAMETROS DE CONTROL	04
5.1 CRUZ DE FIJACIÓN 20	04
5.2 FALSOS POSITIVOS 20	04
5.3 FALSOS NEGATIVOS 20	05
5.4 PERDIDAS DE FIJACIÓN 20	05
6. ADAPTADOR	06
7. INTERFAZ DE USO20	07
8. REFERENCIAS2	10
CAPÍTULO IV: TESTEO DEL CAMPIMETRO 2	13
1. CÁLCULO DE LA MUESTRA2	16
2. PROTOCOLO DE MEDIDA 2	16
3. DESENFOQUE	18
4. EFECTO DE LA FATIGA Y EL APRENDIZAJE 2	19
5. REPETITIVIDAD 22	23
5.1 OBSERVADORES 22	27
5.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN 22	27
	<i>∠1</i>
5.3 RESULIADOS Y ANALISIS	28
6. PATRÓN	28 32
6.1 OBSERVADORES	28 32 32
6.1 OBSERVADORES	28 32 32 32 33
6.1 OBSERVADORES	227 228 32 32 32 33 33 34
6.1 OBSERVADORES	227 228 32 32 32 33 33 34 38
6. PATRÓN	227 228 32 32 33 33 34 38 43
6. PATRÓN	227 28 32 32 33 33 34 38 43 45

8. MEDIDAS EN SUJETOS CON DAÑOS EN LOS MECANISMO)S
CROMÁTICOS REALES O SIMULADOS	. 255
9. TAMAÑO VARIABLE	. 276
10. REFERENCIAS	. 278
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS DE FUTURO	.283
1. CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN	. 285
2. MULTICAMPIMETRO	. 287
4. TESTEO	290
5. PERPECTIVAS DE FUTURO	. 294
6. REFERENCIAS	297
ANEXOS	. 299





CAPÍTULO 0





CAPÍTULO 0

1. INTRODUCCIÓN

Existen diversas enfermedades ya descritas en la literatura, como patologías, defectos visuales congénitos o toxicidad de medicamentos, que cursan con una disminución de sensibilidad al contraste acromático y/o cromático y por consiguiente una alteración de la sensibilidad de los mecanismos visuales humanos. Enfermedades tales como la diabetes, el glaucoma, las tumoraciones cerebrales, la enfermedad de Parkinson o las retinopatías, por ejemplo, pueden ser detectadas precozmente, o al menos ser controladas en su evolución, mediante la utilización de tests psicofísicos. También es sabido que muchas de estas patologías no afectan por igual a todo el campo visual del paciente y que la disminución de sensibilidad en muchos casos comienza en la periferia.

En el mercado disponemos de una gama de tests y dispositivos para detección de anomalías de la visión, muchos de ellos específicos para las alteraciones de la visión del color (el test de Ishihara, los anomaloscopios, el test Farnsworth Munsell, los campímetros, p.e.). La mayoría de estos tests presentan la desventaja de analizar sólo la región central del campo visual, barrer un campo visual reducido o tener un elevado coste.

Es por esto que nos planteamos como objetivo elaborar un dispositivo que reuniera entre sus principales características la posibilidad de analizar un elevado número de puntos del campo visual, presentar estímulos cromáticos de forma similar a los tests de detección de alteraciones de la visión cromática y que no tuviese un elevado coste para que pudiese ser incluido en la práctica clínica, por lo que decidimos realizar un campímetro con estímulos cromáticos al que hemos denominado Multicampímetro. Este dispositivo tendrá la particularidad de estar compuesto de un proyector de video y una pantalla mural, y su configuración nos va a permitir la detección de daños en el campo visual cromático. Hemos diseñado, caracterizado y calibrado el dispositivo, con el fin de que pueda utilizarse para implementar cualquier tipo de medida en la que sea necesario un control del color del estímulo.

En particular, para probar nuestro dispositivo hemos implementado un software en entorno Matlab que permite la medida de umbrales cromáticos, tanto en el eje rojo-verde como en el azul-amarillo del espacio de modulaciones oponentes. La tarea que elegimos para medir la sensibilidad es de detección de un test circular, de tamaño suficiente para que la agudeza visual del paciente no limite su capacidad para realizar el test.

Por otro lado, hemos implementado dos tipos de campímetro. En el primero, el tamaño del estímulo es constante con la excentricidad y relativamente pequeño, con lo que permitiría detectar pequeños escotomas. Sin embargo, como se evidencia en la literatura, en algunos campímetros, con estímulos de tamaño pequeño y cromáticos, el rango de sensibilidades percibidas es pequeño, por lo que puede no resultar suficientemente específico. Por esta razón, hemos implementado otra

4

campimetría con estímulos de tamaño variable con la excentricidad según las características de los campos receptivos del córtex visual.

2. FINALIDAD DEL TRABAJO

La finalidad de nuestro Multicampímetro es la de medir la sensibilidad de mecanismos cromáticos post-receptoriales del sistema visual humano, en distintos puntos del campo visual, mediante la presentación de estímulos mostrados por medio de un proyector.

3. ESTRUCTURA DEL MANUSCRITO

Para comenzar, se muestra una revisión del estado del arte, donde se describen las características del sistema visual y la medida del campo visual, ahondando en aquellas partes más relevantes para nuestro estudio.

A continuación se expone el problema de la caracterización de un proyector de vídeo, cuya proyección resulta ser espacialmente inhomogénea, y la forma de abordarlo que hemos seguido en la tesis.

Seguidamente, se explica el diseño del Multicampímetro, detallando cada una de las partes de que consta, las características de los estímulos y su distribución.

En el siguiente apartado se analiza la funcionalidad del campímetro. Para ello se ha evaluado la repetibilidad de las medidas con pacientes normales, se ha creado una base de datos de sujetos normales y se ha realizado medidas con pacientes patológicos.

5

Por último, se muestran las conclusiones y perspectivas de futuro de nuestro dispositivo.

CAPÍTULO I Estado del arte



CAPÍTULO I: ESTADO DEL ARTE

La visión es un proceso complejo gracias al cual podemos percibir el mundo que nos rodea. El ojo recibe la luz que reflejan o transmiten los objetos, es sensible a este estímulo y transforma esa información luminosa en impulsos nerviosos que llegan al cerebro, donde se procesan dando una imagen que nos permite "ver".

El proceso visual incluye todos los mecanismos que dan como resultado la percepción de una escena. Este proceso puede ser dividido en tres partes:

- La fase óptica (formación de imágenes).

- La fotorrecepción (captación de información).

-El proceso neural (transmisión e interpretación de la información). Al ser la parte más compleja recibirá una atención especial en esta tesis.

Universidad de Alicante

1. <u>SISTEMA ÓPTICO</u>

La función de los ojos es la de obtener una imagen clara del mundo exterior, enfocada sobre ambas retinas (fig 1.1).



Figura 1.1 Trayectoria de la luz y formación de imágenes en el interior del ojo. (Extraído de: http://www.clinicagma.com/es/unidad-deoftalmologia/salud-ocular-el-ojo-y-la-vision/)

La luz atraviesa los medios oculares transparentes: córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo (fig. 1.2); gracias a la transparencia de estos medios se consigue una imagen nítida, aunque invertida, en la retina.¹



Figura 1.2 Sección sagital del ojo y partes fundamentales. (Extraído de: http://www.webearsocial.com/2011/03/dibujo-del-ojo-humano-y-suspartes.html) Para la fijación del objeto, los ojos disponen de seis músculos extraoculares que permiten el movimiento coordinado para evitar la diplopía.

Además, el ojo dispone de sistemas de ajuste: por una parte el cristalino modifica su curvatura para enfocar objetos cercanos por otra parte, para controlar la cantidad de la luz que llega a la retina el ojo dispone de un "diafragma regulable", el iris, cuya musculatura gradúa el diámetro pupilar.¹

2. <u>RETINA Y FOTORRECEPCIÓN</u>

En la retina se distinguen dos regiones principales: la retina visual es la parte óptica de la retina, mientras que la parte anterior es la retina ciega que no tiene función visual; una y otra están separadas por la *ora serrata*.

La fisiología de la retina comprende dos aspectos funcionales distintos. La retina realiza un primer proceso de conversión de la luz en señales eléctricas. Este fenómeno, conocido como fototransducción, es llevado a cabo por los fotorreceptores (conos y bastones). Por otro lado, en la retina tienen lugar una serie de mecanismos de codificación de los distintos atributos del estímulo visual (forma, movimiento y color), en el que participan activamente las interneuronas retinianas. La información visual, una vez codificada en un código de frecuencias de descarga de potenciales de acción por las células ganglionares de la retina, es trasmitida a través del nervio óptico (formado por los axones de dichas neuronas) a otras porciones del sistema nervioso central, para su posterior procesamiento sensorial.

En realidad la retina forma parte del cerebro, y está unido a él a través de las fibras nerviosas que conforman el nervio óptico. En el centro de la retina se encuentra un área de forma circular u oval, que mide aproximadamente 5° x 7°, denominada papila óptica o punto ciego (ver figura 1.3) y que corresponde a la salida de los axones de las células ganglionares (cabeza del nervio óptico). El nombre de punto ciego se debe a que en esta zona no hay visión, por no existir fotorreceptores.¹ La zona que rodea la mancha ciega presenta una reducción relativa de sensibilidad normal, particularmente por encima y por debajo de la mancha ciega.²



Figura 1.3 Posición y dimensiones de la mácula y el punto ciego con respecto al punto de corte del eje óptico con el polo posterior.

A unos 15° de la papila, hacia el lado temporal, se encuentra una zona también ovoidea, con una coloración rojiza, que carece de vasos sanguíneos, denominada mácula, con un tamaño de 5° de diámetro, cuya zona central se denomina fóvea y el punto central foveola. Es en esta región donde se enfocan los rayos luminosos y se produce la máxima agudeza visual. En esta zona hay mayor concentración de conos, ausencia de bastones y menor espesor de retina, ya que sólo existen conos, y las demás células se desvían para provocar la menor distorsión posible en la imagen (ver figura 1.4).



Figura 1.4. Imagen de la retina, obtenida mediante tomografía de coherencia óptica, donde se puede ver la posición de las células en la zona macular y las partes que la componen.

Anatómicamente la retina está formada por varios tipos de células: fotorreceptores y células bipolares, ganglionares, amacrinas, horizontales y de Müller (ver figura 1.5).



Figura 1.5 Corte histológico (izquierda) y esquema de las células que componen la retina (derecha).

Extraído de: http://kepler.uag.mx/uagwbt/oftav10/anatomia/masinfo.htm)

Histológicamente se distinguen diez capas celulares (fig. 1.6), denominadas de la más externa a la más interna como sigue:

• Epitelio pigmentario: compuesto por las células pigmentarias.

• Capa de **conos y bastones**: formada por el cuerpo externo de los bastones y conos.

• Membrana limitante externa: realmente no es una membrana, sino la capa de uniones intercelulares entre las células fotorreceptoras y las células de Müller.

• Capa **granular externa**: formada por los núcleos celulares de las células fotorreceptoras.

• Capa **plexiforme externa**: es la región de conexión sináptica entre células fotorreceptoras, bipolares y horizontales.

• Capa **granular interna**: formada por los núcleos celulares de las células bipolares y por los núcleos de las células horizontales y amacrinas.

• Capa **plexiforme interna**: es la zona sináptica entre células bipolares, amacrinas y ganglionares.

• Capa de **células ganglionares**: formada por los cuerpos de las células ganglionares.

• Capa **fibras del nervio óptico:** es la capa que recoge los axones de las células ganglionares que en la papila óptica forman el nervio óptico.

• Capa **limitante interna**: es la lámina basal que separa las células de Müller.



Figura 1.6 Corte histológico con las capas de la retina, nombradas de más externa (arriba) a más interna (abajo).

(Extraído de: http://kepler.uag.mx/uagwbt/oftav10/anatomia/Capas.htm)

Iniversidad de Alicante

Evidentemente, hay una elevada diferenciación fisiológica y funcional entre las células de la retina.

• Los **fotorreceptores** se estimulan con la recepción de luz y transmiten señales eléctricas a las células bipolares.

• Las **células bipolares** conectan con las terminaciones sinápticas de los fotorreceptores y transmiten las señales hacia las células ganglionares. Presentan un cuerpo celular, situado en la capa nuclear interna, desde donde parten una expansión externa, dendrítica, que se dirige hacia la capa plexiforme externa donde contacta con las terminaciones sinápticas de los fotorreceptores y una expansión interna o axón, más larga, que termina a nivel de la capa plexiforme interna, sinaptando con las células ganglionares.

• Las **células ganglionares** reciben la información de las células bipolares. Sus axones cruzan la superficie de la retina, se agrupan en un haz en el disco óptico y abandonan el ojo formando el nervio óptico.

• Las **células amacrinas** unen las células bipolares con las ganglionares, cruzando la información entre campos receptivos.

• Las **células horizontales** unen los fotorreceptores con las bipolares mediante conexiones relativamente largas que transcurren de forma paralela a las capas de la retina, cruzando la información, al igual que las amacrinas.

• Las **células de Müller** sirven a la retina de sostén, para que se mantenga firme.

Como sabemos, en la retina existen dos tipos de fotorreceptores: los conos y los bastones (tabla 1.1).

• Los **conos** presentan una estructura cónica, con terminación en forma triangular que se denomina pedículo. Son los responsables de la visión fotópica (diurna) ya que responden a niveles de luminancia altos. Existen tres tipos diferentes de pigmentos fotosensibles, por lo que podemos hablar de tres tipos de conos en función de la curva de respuesta de su pigmento.

• Los **bastones** poseen una morfología alargada cuya terminación es redondeada, denominándose esférula. Actúan cuando la visión es

17

escotópica (visión nocturna) debido a que responden a bajos niveles de intensidad luminosa. Su pigmento fotosensible es la rodopsina.

Tabla 1.1: Características de conos y bastones (adaptado de: [Puell, 1994]³)

BASTONES	CONOS
Respuesta lenta	Respuesta rápida
(integración en el tiempo larga)	(tiempo de integración corto)
Gran amplificación	Menor amplificación
(detección de bajos niveles de luz)	
No tienen selectividad direccional a	Selectividad direccional
la luz	
Vías retinianas altamente	Vías retinianas menos convergentes
convergentes	
Alta sensibilidad	Sensibilidad baja
Agudeza baja	Agudeza elevada
Adaptación a la oscuridad lenta	Adaptación a la oscuridad rápida
Acromáticos: un solo tipo de	Cromáticos: 3 tipos de pigmento
pigmento	

Existen otras diferencias conocidas entre conos y bastones, entre las que cabe destacar su distinta disposición espacial en la retina. Mientras que los conos presentan una disposición central, estando agrupados fundamentalmente en torno a la porción más axial de la retina o fóvea, los bastones se disponen más periféricamente, estando prácticamente ausentes en la fóvea.⁴ (ver figura 1.7).



Figura 1.7. Distribución de conos y bastones en retina (Modificado de: http://gusgsm.com/aberracion_cromatica)

En cada tipo de cono se codifica una señal de salida diferente, según la longitud de onda del estímulo de entrada. Se nombran de la siguiente forma: L para los conos sensibles a longitudes largas, M para los sensibles a las longitudes de onda medias y S para los conos sensibles a longitudes de onda cortas. La sensibilidad cromática tampoco es espacialmente homogénea: los estudios de sensibilidad a diferentes longitudes de onda a lo largo de la retina muestran que, dependiendo de la zona de la retina que estemos analizando, somos más sensibles a unas longitudes de onda que a otras. Esto demuestra que los conos no están distribuidos homogéneamente sino que en retina central hay más conos L y M, siendo escasos los S (fig. 1.8). Siguiendo el modelo de DeValois, en la zona macular la relación L:M:S sería 10:5:1.⁵



Figura 1.8 Mosaico de conos L, M y S en la retina (zona macular). (Extraído de:

http://www.cis.rit.edu/people/faculty/montag/vandplite/pages/chap_9/ch9p1.ht ml)

3 <u>LAS CÉLULAS GANGLIONARES: DESDE RETINA A</u> <u>CORTEZA VISUAL</u>

El procesado de una imagen se puede explicar mediante la formación de tres imágenes intermedias: una dada por los fotorreceptores, la segunda que formarían las células bipolares y la tercera en las células ganglionares que alcanzaría la corteza visual. A lo largo de este camino, la información de la imagen no se trasmite punto a punto, sino que sufre diferentes transformaciones.

Los bastones tienen un diámetro de 1-3 μ m y los conos de 1-2.5 μ m, es decir, varios puntos de la escena estimulan al mismo fotorreceptor, por lo que la imagen dada por ellos no será exacta a la escena real. Por otro lado, aunque la capa de fotorreceptores es una malla de "círculos" muy compactos, en esta primera transmisión se pierde información debido a los minúsculos huecos que existen entre fotorreceptores. Además existen 125 millones de fotorreceptores y tan solo 1 millón de células ganglionares: la información no se transmite célula a célula, sino que de un grupo de fotorreceptores llega a una bipolar y la de varias bipolares a una sola ganglionar, es decir, la información procedente de la escena se comprime.

Además, se pueden definir dos hemicampos en retina: el nasal y el temporal. La parte nasal del ojo derecho tiene información de la parte derecha del campo visual y la temporal del ojo derecho de la parte izquierda del campo visual, al contrario en el ojo izquierdo.

21

Una vez que atraviesa la retina, la información debe viajar por el nervio óptico atravesando el Núcleo Geniculado Lateral (NGL) y llegando a la corteza visual.

3.1 CAMPOS RECEPTIVOS

La zona de la retina que estimula a una sola célula ganglionar se denomina campo receptivo de dicha célula.⁶ El campo receptivo de una célula recibe entrada de muchos fotorreceptores (conos o bastones), excepto en la zona de la fóvea, donde si que hay conexión lineal (un cono–una bipolar–una ganglionar), para asegurar que no tengamos una visión excesivamente tosca.

Si nos centramos en cómo es la respuesta neural, tenemos que recordar que las neuronas en ausencia de estímulo producen descargas de potenciales de acción, la denominada respuesta basal. Al recibir un estímulo pueden ocurrir dos cosas: que la neurona produzca mayor número de descargas (respuesta excitatoria o de células "on"), o por el contrario que el número de descargas disminuya (respuesta inhibitoria o de células "off").

Existen varios tipos de campos receptivos, que podemos clasificar según su respuesta:

En función de la respuesta del campo receptivo a la luminosidad, las células se clasifican en Antagónicas y No Antagónicas. Se trata de No Antagónicas, cuando toda la célula responde de la misma forma: "on" u "off". Hablamos de Antagónicas cuando el centro responde

22

de una forma y la periferia de otra, por ejemplo el centro "on" y la periferia "off".

 Según la respuesta a las longitudes de onda, se clasifican como No Oponentes, cuando la respuesta es igual para todas las longitudes de onda, y Oponentes si la repuesta es excitatoria para unas longitudes de onda e inhibitoria para otras.

A partir de ésas características, Wiesel y Hubel⁶ clasificaron el campo receptivo de las células ganglionares en tres tipos (ver figura 1.9):

Tipo I: células antagónicas oponentes.

Tipo II: células no antagónicas oponentes.

Tipo III: células antagónicas no oponentes.



Figura 1.9: Esquema de los diferentes tipos de campo receptivo de las células ganglionares.
3.2 CÉLULAS M, PYK

En 1941 Polyak ya describió dos tipos de células ganglionares diferentes por su morfología: las tónicas o parvocelulares (P) y las fásicas o magnocelulares (M).⁷

Actualmente sabemos que, de acuerdo con sus propiedades neuroanatómicas, se encuentran varios tipos de células ganglionares y de algunos de ellos todavía no se conoce su función específica. Hay cuatro poblaciones de células ganglionares identificables a nivel funcional y morfológico⁸⁻¹¹:

• Células M, Magnocélulas o Parasol (de magnus, grande): Poseen campos dendríticos muy desarrollados y somas grandes. Sus axones son gruesos, con una velocidad de transmisión de ~ 15m/s. Sus respuestas son transitorias. Reciben señales de los conos L y M, no oponentes y sus axones proyectan tanto al NGL como al área tectal (a los tubérculos cuadrigéminos superiores). Tienen una alta sensibilidad al contraste acromático y una baja resolución espacial. Son sensibles a estímulos en movimiento y soportan la visión estereoscópica. Sus campos receptivos son de tipo III.

• Células P, Parvocélulas o *Midget* (de *parvus*, pequeño): Poseen campos dendríticos pequeños y somas de tamaño medio. Sus axones son delgados, con una velocidad de conducción de ~6m/s. Su respuesta es sostenida. Se encuentran fundamentalmente en la zona foveal. Reciben señales oponentes de los conos L y M y proyectan sus axones

exclusivamente en el NGL. Responden al contraste cromático y al contraste acromático para objetos pequeños. Sus campos receptivos son de tipo I.

• Células K, Koniocélulas o *Bistratified* (de *Konio*, "polvo"): Tienen grandes cuerpos celulares y campos receptivos relativamente grandes. Reciben señales de los conos L y M oponentes a la señal recibida de S. Proyectan al área tectal y a las zonas interlaminares del NGL. Dentro de este tipo celular se distinguen a su vez tres subtipos: uno relacionado con la información cromática de corta longitud de onda y los otros dos grupos con células en las que no se ha demostrado ninguna sensibilidad cromática, y que proyectan sus axones fundamentalmente al colículo superior (SC). Sus campos receptivos son de tipo II.

• Existe un pequeño cuarto grupo de células ganglionares localizadas en la retina periférica que contienen melanopsina y que tiene propiedades fotorreceptoras. Proyectan sus axones a los núcleos supraquiasmáticos del hipotálamo y a otras zonas hipotalámicas. Se relacionan con la respuesta neuroendocrina a la luz que se observa en todos los vertebrados (incluido el ser humano), como por ejemplo la inhibición de la síntesis de melatonina pineal en ausencia total de la capa de fotorreceptores.

En la figura 1.10 se muestra, a modo ilustrativo, la morfología que presentan estos los tres tipos celulares más comunes.



Figura 1.10 Morfología de los tres tipos de células ganglionares más usuales. (Modificado de: http://retina.umh.es/webvision/midget.html)

3.3 EL NÚCLEO GENICULADO LATERAL (NGL)

Una vez la señal ha abandonado la retina a través de la papila, las fibras nerviosas se cruzan en el quiasma óptico, donde se separa la información de cada hemicampo del espacio. De esta forma, el lado nasal de ambos ojos hace conexión con el NGL de un hemisferio y el lado temporal con el otro (Fig. 1.11).



Figura 1.11 Vías visuales: camino de la información dentro del cerebro. (Tomado de D. Hubel, Eye, Brain, and Vision, Scientific American Library, No 22)

Universitat d'Alacant

El NGL está organizado en seis capas celulares, que se numeran de la 1 a la 6 desde dentro hacia fuera, cada una de las cuales recibe información de un solo ojo (ver figura 1.12). Las fibras del lado homolateral se colocan en las capas 2, 3, 5 y las del lado contralateral en la 1, 4, 6. A las cuatro capas externas llegan las parvocélulas (80% de células del NGL) y a las dos más internas las magnocélulas (10% de células). Las células Konio proyectan, como ya adelantamos, en capas interlaminares, que se encuentran entre las capas de células Parvo y Magno (~10% de las células).



Figura 1.12 Imagen histológica del NGL e indicación de las capas que pertenecen a cada camino visual.

(Modificado de http://webvision.med.utah.edu)

3.4 DESDE NGL A CORTEX VISUAL

Las células del NGL forman radiaciones ópticas que salen y se abren en abanico hacia abajo y hacia fuera, dirigiéndose a la corteza visual primaria.

La corteza visual primaria V1, también llamada corteza estriada o área 17 de Brodmann, se encuentra alrededor de la cisura calcarina en el lóbulo occipital. La información pasa a las áreas adyacentes: la corteza paraestriada (área 18) y periestriada (área 19), y de aquí a las áreas 20, 21 y 7. Estas áreas asociadas son esenciales para la integración de la visión. Solamente en el área occipital podemos hablar de 6 representaciones o mapas visuales: una en el área 17 (V1), cuatro en el área 18 (V2, V3, V3a y V4) y una en el área medio-temporal (V5)³. En V2 existen células sensibles al color, al movimiento y a la orientación, así como también células sensibles a la disparidad binocular, que es la base de la visión el área donde se analiza el color y se alcanza la percepción de la constancia de color. V5 es donde se integra la estereopsis y el movimiento.

Al final del proceso visual tenemos una única percepción completa, pero cada aspecto de la información de esa imagen se ha procesado en una zona diferente del cerebro, y finalmente debe ser integrada de nuevo. Además, es indudable que existe también una contribución de la memoria a la percepción visual final de la escena.

Volvamos al concepto de mapa visual introducido anteriormente. El término "mapa visual o retinotópico" hace referencia a la asignación ordenada de cada una de las posiciones del campo receptivo, en coordenadas retinotópicas, en la región del cerebro correspondiente. Es decir, la posición cerebral en la que se deposita cada una de las señales de cada fotorreceptor no es aleatoria, sino que tiene una posición predeterminada en la corteza. En la figura 1.13 se muestra la zona cerebral en la que se deposita la información procedente del estímulo.

Universidad de Alicante



Figura 1.13: Zona de la corteza estriada (lóbulo occipital izquierdo) donde se forma la imagen visual procedente de un estímulo. Como se puede observar, la mayor parte cae sobre la fisura calcarina. La figura de la izquierda muestra el mapa retinotópico con los grados del campo visual que se representa desde la fóvea.

(Extraído de: http://vision.ucsf.edu/hortonlab/ResearchProgram.html)

Los cuadrantes superior e inferior del campo visual tienen su representación en la corteza, en la parte inferior y superior de la fisura calcarina, respectivamente, separadas por el meridiano horizontal, que se traza a lo largo de la base de toda la fisura. La zona foveal se representa en el polo occipital, donde la corteza visual primaria se extiende alrededor de un centímetro sobre la convexidad lateral del hemisferio.

El meridiano vertical se corresponde con el perímetro de la corteza visual primaria, localizada a lo largo de la superficie medial del lóbulo occipital. La mayor parte de la corteza visual está situada dentro de la fisura calcarina.

Este modo de analizar el mapa visual no es la manera más idónea para obtener información. Para observarlo, se procede a desplegar y

aplanar la corteza visual para crear así una superficie plana de un modo artificial, pero visualmente más efectiva para estudiar y analizar el comportamiento¹²



Figura 1.14 Mapa visual aplanado artificialmente (izquierda). La línea punteada delimita el polo occipital. Los números hacen referencia a los grados de campo visual abarcado en cada zona. Nótese la gran porción de corteza dedicada a la visión central. El punto negro hace referencia a la mancha ciega. (Extraído de: http://vision.ucsf.edu/hortonlab/ResearchProgram.html)

En la figura 1.14 se muestra el resultado obtenido. Lo que más llama la atención en este mapa es la gran porción de corteza que se le asigna a la representación de la imagen foveal. Alrededor de un 55% de la superficie únicamente se utiliza para la representación de los 10^o centrales de visión. Los 30^o centrales del campo visual abarcan el 83% de la corteza visual, y por ello la mayoría de los defectos patológicos se detectan en esa área central. A pesar de ello, el campo visual periférico es aproximadamente cinco veces mayor en superficie que el campo visual central.¹³

En cuanto a la tipología anatómica, existen varios tipos de células en la corteza visual:

• Células Estrelladas: Reciben la entrada del cuerpo geniculado lateral en V1 y sólo de un ojo. Sus campos receptivos son circulares.

• Células **Simples**: Reciben la señal de las estrelladas y tienen campos receptivos alargados. Responden a líneas y son capaces de distinguir la orientación. La información es de un sólo ojo.

• Células **Complejas**: La señal les llega de las células simples y de ambos ojos, son las primeras células en analizar la visión binocular (profundidad, estereopsis, volumen,...). Sus campos receptivos son alargados y responden a líneas en movimiento.

 Células Hipercomplejas: reciben la información de las células complejas y responden a bordes y esquinas. Sus campos receptivos son más complejos.

Iniversidad de Alicante

4. <u>MECANISMOS VISUALES</u>

Como ya se comenta en los apartados anteriores, desde la retina la información de un estímulo se divide en tres caminos neuronales distintos, en función del tipo de células que los componen. Son denominados caminos visuales paralelos Magnocelular (M), Parvocelular (P) y Koniocelular (K). Se denominan paralelos porque hasta V1 la información que viaja por dichos caminos no se entrelaza.

La información llega al área de V1, sobretodo a la capa 4, que está subdividida en A, B y C (subdivisiones de C: α y β). Las células M llegan a la capa 4C α y de ahí a 4B y también a la capa 6. Las células P llegan a la capa 4C β y de ahí a 4C α , algunas también a la capa 6; tras lo cual unas fibras pasan por dentro de los blobs para llegar a V2 y otras por las zonas de interblobs. Las células K llegan a los blobs de las capas 2 y 3.¹² La señal de V1 pasa principalmente a V2, que presenta un patrón de barras que se denominan: Thick (gruesas), Thin (delgadas) región V una intercolumnas. Las neuronas de 4B (magno) proyectan en las barras Gruesas, selectivas a la orientación y movimiento, y muchas selectivas también a la disparidad retiniana. Las neuronas de los blobs proyectan en las barras Finas, que no son selectivas a la orientación pero muchas lo son al color (constituidas por células oponentes dobles). Las neuronas interblobs proyectan en las intercolumnas, selectivas a la orientación pero no a la dirección ni al color (ver figura 1.15).



Figura 1.15 Esquema simplificado de las conexiones del camino magno, parvo y konio en corteza visual y las conexiones entre las diferentes capas de la corteza visual. Como vemos, la función de cada uno de los caminos visuales viene determinada por las características de las células que lo conforman. El camino **Magnocelular**, compuesto por las células M, transmite información sobre movimiento y parpadeo. Tiene su mayor sensibilidad para estímulos acromáticos con frecuencias espaciales bajas y temporales altas, no siendo sensible a estímulos cromáticos. En el dominio de frecuencias espacio temporales es un mecanismo con forma de filtro pasa-banda.

El camino **Parvocelular**, formado por células P, se subdivide en dos caminos. Uno es sensible a estímulos acromáticos, con el máximo de sensibilidad para estímulos acromáticos estáticos con frecuencias espaciales altas, siendo un filtro espacio temporal de pasa banda. Está especializado en el análisis de la forma, estereopsis y resolución espacial (AV) de los objetos. El segundo es sensible a estímulos cromáticos con oponencia rojo-verde, actuando como un filtro pasa-baja.

Por último, el mecanismo **Koniocelular**, compuesto por las células K, es el más desconocido, ya que ha sido el último en ser descubierto. Se sabe que responde a estímulos cromáticos y media la oponencia azul-amarillo. En el domino espacio-temporal es un filtro pasa-baja.

4.1 PROCESADO DEL COLOR

El color no sólo nos ayuda al reconocimiento de objetos sino también a apreciar la calidad y valores estéticos del mundo visual. Es bien conocido que la visión del color en humanos usa dos mecanismos

cromáticos oponentes diferenciados ya desde la retina. Uno de ellos recoge la información de los conos L y M, formando el mecanismo rojoverde (RG) y el segundo mecanismo cromático recoge la información proveniente de los conos S y de una combinación de los conos L y M, constituyendo por su parte el mecanismo azul-amarillo (BY).

Inicialmente, se pensaba que toda la visión de color de los primates, incluyendo ambos mecanismos RG y BY, eran mediados por el camino subcortical Parvocelular.¹⁵⁻¹⁹ Sin embargo, en la última década, estudios más actuales desmienten este antiguo punto de vista. Experimentos recientes en registros de respuestas intracelulares retinianas y otros estudios más detallados sobre neuroanatomía, sugieren que los mecanismos RG y BY tienen distintas morfologías celulares y distintas propiedades fisiológicas, pudiendo ocupar incluso diferentes capas a nivel retino-cortical. Actualmente se admite, como hemos introducido en el apartado anterior, que en la retina el mecanismo BY tiene su propia morfología celular específica, formada por las células bipolares de tipo *midget* y por las células ganglionares de tipo *smallfield bistratified*.²⁰⁻²⁵

Los blobs, que se encuentran en las capas 2, 3, 5 y 6 de V1, están formados en una proporción alta por células oponentes. Algunas regiones de los blobs se dedican a la oponencia azul-amarillo y rojoverde. Tienen células con campos receptivos del tipo L-M centro, además existen conexiones entre blobs con igual oponencia y conexiones internas entre las células del propio blob, constituyendo un campo receptivo que es selectivo a las diferentes longitudes de onda y a la orientación.

5. <u>MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN DE LAS</u> <u>CÉLULAS VISUALES</u>

La mayor parte de la información de las células visuales se obtiene de modelos animales. El método más utilizado para el estudio de la función de dichas células es la electrofisiología. Para ello se capta la actividad eléctrica a nivel intracelular o extracelular. La mayoría de datos proviene de palomas, búhos, gatos y monos (macacos y monos Rhesus, que son los que tienen un sistema visual más parecido al del ser humano).

Existen otros métodos no invasivos usados en humanos que conllevan técnicas psicofísicas o de comportamiento, combinadas con imágenes funcionales, tales como la fMRI, PET (positron emision tomography), electroencefalogramas o potenciales evocados. Las técnicas psicofísicas incluyen tareas simples, como medidas de sensibilidad al contraste (CSF), detección de parpadeo, discriminación de luminosidades y de colores, discriminación de frecuencias espaciales, discriminación de formas y de texturas, detección y discriminación de movimientos, e incluso medición de agudeza estereoscópica, que se diseñan para estimular un sólo mecanismo (magno, parvo o konio).²⁶

En la presente tesis aprovecharemos las técnicas psicofísicas no invasivas para evaluar la función de los distintos caminos visuales.

5.1 ¿CÓMO FAVORECER UN MECANISMO VISUAL?

Aunque es muy difícil aislar completamente la respuesta de un solo mecanismo visual, debido a que sus bandas de sintonizado con distintas propiedades del estímulo suelen ser anchas, debemos intentar favorecer la respuesta de uno e intentar minimizar la respuesta del resto. Para ello debemos tener en cuenta cómo debe ser el estímulo a presentar a partir de las características de las células que componen cada camino. Una dificultad añadida es que las características del estímulo que favorece a un determinado tipo de células dependen de la posición en el campo visual. Un ejemplo clásico es la condición de isoluminancia, para eliminar respuestas del mecanismo acromático, que depende de la frecuencia espacial y temporal del estímulo y de la excentricidad.²⁷

La habilidad del sistema visual para determinar si un estímulo luminoso difiere de otro en alguna dimensión perceptual (color o luminosidad) sirve de base para numerosos tests clínicos. En lo que sigue, trataremos el caso de la detección de un estímulo (objeto) sobre un fondo extenso, que hará el papel de adaptador (ver Fig. 1.16). En una medida, el fondo se mantiene constante y se va variando la visibilidad del test (aumentando su luminancia o su contraste, dependiendo del caso) hasta que el sujeto llega a su umbral (valor estadístico en el cual el paciente ve o no ve el 50% de los estímulos).²⁸ Modificando las características del adaptador (color y luminancia) y del test (color, tamaño y duración) podremos favorecer a un mecanismo particular.



Figura 1.16 Imagen de un estímulo y su fondo.

5.1.1. Estímulos

Como hemos descrito en el apartado 4, en el caso del mecanismo Magnocelular deberemos utilizar estímulos acromáticos, en movimiento o parpadeantes, con frecuencias espaciales bajas y temporales altas. Para favorecer la respuesta del mecanismo Parvo, si estamos interesados en la parte acromática necesitaremos estímulos que requieran una alta resolución espacial, es decir, con frecuencia espacial alta y además frecuencia temporal baja, que introduzcan cambios acromáticos respecto el fondo. Si la pretensión es determinar la sensibilidad del Parvo cromático, utilizaríamos estímulos con frecuencias temporales y espaciales bajas y que introduzcan cambios cromáticos, en la dirección rojo-verde del espacio de color, sobre fondo blanco.²⁹ En el caso de querer aislar el mecanismo Koniocelular, deberemos optar por estímulos con frecuencia espacio-temporal baja y en la dirección azul-amarillo del espacio de color.³⁰

5.1.2 Adaptador

Una adaptación previa a un estímulo adecuado, o el efecto de adaptación que produce el estímulo de fondo, también ayuda a favorecer o reprimir la respuesta de un mecanismo. Por ejemplo, con estímulos acromáticos la sensibilidad en función de la excentricidad es máxima en fóvea si el adaptador tiene una intensidad en el rango fotópico, pero mínima si está en rango escotópico (ver figura 1.17), lo que indica que el adaptador puede favorecer la respuesta de conos o de bastones.³¹ En medidas clínicas de determinación del umbral, como en los perímetros modernos, la iluminación de fondo se elige en el rango bajo de condiciones fotópicas o alto de condiciones mesópicas. A niveles más bajos de luminancia de fondo, la función de los conos se encuentra comprometida y la función de los bastones aumenta: el pico de sensibilidad foveal que existe en condiciones fotópicas se aplana y se deprime en condiciones escotópicas. Trabajar con fondos luminosos tiene la ventaja adicional de permitir que el sistema visual funcione en régimen de Weber, esto es, verificándose:

$$\frac{\Delta L}{L} = cte \text{ ec.1.1}$$

(siendo ΔL el umbral de luminancia diferencial y L la luminancia del fondo), con lo que pérdidas globales de intensidad, debidas a una disminución del tamaño pupilar o a una pérdida de transparencia de los medios oculares, no harían necesaria una luminancia mayor para poder detectar el estímulo.



Figura 1.17 Umbral de luminancia diferencial en función de la excentricidad foveal para diversos niveles de luminancia de fondo.³¹

Si el estímulo que utilizamos es monocromático y se suma al fondo, cuando alcanzamos su umbral de un sujeto, éste podría percibir el cambio de color, gracias a un mecanismo oponente, o el cambio de luminosidad, gracias a un mecanismo no oponente, o ambos.^{32,33} La intensidad del fondo determina si el estímulo será detectado por un mecanismo cromático o acromático. Por ejemplo, la función de umbral incremental obtenida con estímulos pequeños (1-2°) y de larga duración (entre 50-500ms), muestra picos en el espectro visible en las regiones de 440-460, 530-545 y 600-610 nm (azules, verdes y rojos), si la intensidad del fondo es suficientemente elevada.³⁰ En esos picos, el sujeto detecta el estímulo gracias al cambio de color respecto del fondo. En el entorno de 575 nm se presenta una depresión local, el surco de Sloan, donde la

detección se hace sin color. Los picos de la curva de umbral incremental frente longitud de onda desaparecen si la intensidad del fondo disminuye hasta niveles bajos, y la detección se hace sin color en casi todo el espectro –salvo en los extremos del mismo-, lo que quiere decir que incrementar la luminancia del fondo acromático aumenta la sensibilidad de los mecanismos oponentes cromáticos respecto del acromático.^{30,34-44} Otros factores, como el tamaño del test con respecto al tamaño del fondo³⁹, la duración del estímulo⁴⁰⁻⁴¹ y la localización espacial en retina del estímulo⁴², también afectan al balance de las sensibilidades entre mecanismos oponentes y no oponentes.

Se ha mostrado que estos picos se corresponden con las curvas de sensibilidad espectral de distintos mecanismos cromáticos, con origen en el NGL. Si tomamos el tramo excitatorio de las curvas de sensibilidad espectral de las células L⁺ (L-M), M⁺ (M-L) y S⁺ (S-(L+M)), se comprueba que el pico en las longitudes largas sería debido al L⁺, el pico en las longitudes medias representa los conos M⁺ y el pico en las longitudes cortas se debe al mecanismo S⁺, mientras que el surco de Sloan se correspondería con detecciones de un mecanismo acromático (L+M).⁴⁵

El umbral incremental de la sensibilidad espectral depende de la sensibilidad de los distintos mecanismos que derivan de los conos.^{30,34-38} Aunque hay modelos alternativos^{46,47} los tres mecanismos fotópicos más comúnmente analizados a través de la función de sensibilidad espectral son los de onda corta, el mecanismo cromático oponente derivado de la diferenciación de los inputs de conos sensibles a las longitudes de onda

medias y largas y el mecanismo acromático derivado de la mezcla de la respuesta de los conos sensibles a longitud de onda medias y largas.^{30,35-38}

6.CAMPO VISUAL

6.1. CONCEPTO

El campo visual es la porción del espacio que un ojo es capaz de abarcar con la mirada fija y dirigida al frente, por lo que debe explorarse de forma monocular. Este concepto ya fue introducido por H.M. Traquair en 1927.⁴⁸ La medida del campo visual permite obtener información de toda la vía visual, desde la retina hasta la cisura calcarina en la corteza occipital. Aproximadamente, el campo visual se extiende hasta los 50-60° superior, 70-75° inferior, 60° nasal y 90-100° temporal (Fig. 1.18).⁴⁹ La sensibilidad de un sujeto en su campo visual disminuye rápidamente hacia los 10° de excentricidad con muchas tareas, y a partir de ahí más gradualmente hacia la periferia.⁵⁰

Universidad de Alicante



Figura 1.18 Representación de las dimensiones del campo visual de un ojo izquierdo.

6.2 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Los primeros indicios de medida del campo visual aparecen con la determinación del punto ciego, que fue documentado por primera vez por Mariotte en el siglo XVII. Los límites externos del campo visual fueron medidos por Young y Purkinje en el siglo XIX. Sin embargo, la primera medida clínica del campo visual no fue realizada hasta la década de 1850 y fue llevada a cabo por Von Graefe.⁵¹

Se han desarrollado varias metodologías para la determinación del campo visual desde el sigo XIX. En 1889, Bjerrum introdujo la pantalla tangente para la exploración del campo visual, que hoy en día todavía mantiene ese nombre. Este dispositivo mide principalmente el centro del campo visual.⁵¹ El perímetro de Arco fue inventó por Aimark en la década de los 30 y tuvo la ventaja de poder representar el campo visual periférico. Goldman, siguiendo este método, creó su perímetro en 1945, perímetro que sigue siendo utilizado en la práctica clínica.⁵² El perímetro de Friedman, introducido en 1966, fue la primera medida estática cuantitativa. Con este dispositivo se conseguía medir el campo visual central.⁵³

El perímetro automatizado fue inventado en los años 70 con el consiguiente desarrollo de numerosos perímetros automatizados que utilizan diferentes programas de testeo, que dan precisión y fiabilidad a la medida del campo visual. Además tienen la ventaja de incluir análisis estadísticos para los resultados y almacenamiento de los datos de los pacientes.

6.3 TIPOS DE CAMPIMETRÍA

La medida del campo visual es el proceso por el cual la sensibilidad visual a cierto estímulo y tarea se determina en distintos puntos del campo. Las tareas visuales como pueden ser diferentes, como la detección de un estímulo, la resolución de una red, el reconocimiento de un objeto –p.e., la medida de la agudeza visual-, la detección de movimiento o la percepción del color.

Se puede hablar de dos tipos básicos:

a) En **la perimetría cinética**, el campo se explora mediante estímulos que se desplazan desde la periferia del campo visual hacia el centro. Como sabemos, a igual tamaño del estímulo, la sensibilidad en la

periferia es menor que en el centro, por tanto, comenzando de esta forma llegará un momento en el que el observador detecte el estímulo. Uniendo los puntos en los que un estímulo de igual intensidad y tamaño es detectado por primera vez, el resultado es un mapa topográfico de isópteras (curvas que unen puntos de igual sensibilidad) obteniendo un mapa completo de la visión periférica (figura 1.19). Habitualmente se utilizan los perímetros de cúpula con sistema de proyección, por ejemplo, la pantalla tangente o el examen del campo visual de Goldmann.



Figura 1.19 Muestra de un campimetría cinética del ojo izquierdo.

b) En la **perimetría estática** se determina el umbral punto por punto, representando los estímulos sobre cada punto del campo visual. En este caso se va aumentando la intensidad hasta que el estímulo es detectado por el paciente. Este es el tipo de perimetría más usado en la actualidad. Se realiza mediante perímetros automatizados, siendo el más utilizado el Humphrey. El resultado es un campo de alturas con codificación en grises o de color, donde se puede ver la diferencia entre el paciente y la población normal (ver figura 1.20).



Figura 1.20 Muestra de una campimetría estática de un ojo derecho medida con el perímetro Humphrey.

6.4 CAMPO VISUAL DEPENDIENTE DEL MECANISMO VISUAL EXAMINADO

Los primeros campímetros utilizados en la práctica clínica determinaban el umbral incremental (como el Humphrey, el Octopus o el Oculus) con estímulos acromáticos. Esta perimetría es poco específica, ya que, por las características espacio-temporales del estímulo la detección puede estar mediada tanto por el mecanismo Parvo como por el Magno.⁷⁻¹¹

Una vez conocidos los diferentes mecanismos visuales presentes en la transmisión de la señal desde la retina hasta el córtex (Magno, Parvo y Konio), se están llevando a cabo perimetrías que reduzcan el número de mecanismos que estén implicados en la detección. Por ejemplo, la perimetría de corta longitud de onda, (Short-wavelength automated perimetry o SWAP)54,55 evalúa el estado del mecanismo koniocelular; la perimetría de movimiento (Motion detection Automated Perimetry o MAP)^{56,57} y la perimetría de doblado de frecuencia (FDT)^{58,59} están diseñadas para examinar el camino magnocelular; y la perimetría de alta resolución (high-pass resolution perimetry o HPRP^{60,61}) focaliza en el camino parvocelular. La eficiencia de las distintas pruebas es aún objeto de debate, y aunque diversos estudios avalan la capacidad del SWAP^{57,62,63}, el FDT^{64,65}, la HPRP⁶⁶ y la MAP⁵⁷ para detectar pérdidas funcionales antes que el SAP, también hay estudios que defienden que SAP tiene capacidades de diagnóstico similares al SWAP⁶⁷, al FDT^{67,68} o al HPR.69

También existen algunos dispositivos experimentales tales como el analizador de doble modulación (ATD; Patente US 7.641.344 B2 y ES 2246174)⁷⁰, que como la perimetría Pulsar⁷¹ analiza por separado la respuesta de los distintos mecanismos.

6.5 SENSIBILIDAD EN LOS CAMPOS VISUALES

Las habilidades visuales cambian a lo largo de la extensión del campo visual. Los humanos poseen muy buena agudeza visual y sensibilidad al contraste acromático en la zona foveal, mientras que esa

capacidad se deteriora rápidamente al incrementar la excentricidad del estímulo. Pero los estudios que se han realizado en visión periférica demuestran que esta característica del sistema visual depende del tamaño y la frecuencia espacial del estímulo, con lo que hay que tener en cuenta el escalado en términos de la "magnificación cortical": hay menos neuronas que capten información del campo visual conforme aumenta la excentricidad retiniana, y el área del campo receptivo que causa una respuesta equivalente en el córtex aumenta con la excentricidad. Esta magnificación es llamada típicamente *M-scaling*. Este aumento se ha estudiado con detalles con un estímulo acromático.^{12,71-79} Existen estudios que demuestran que si aumentamos el estímulo adecuadamente, fóvea y periferia funcionan de modo equivalente.^{72,80-83}

En cuanto a la discriminación del color en visión periférica, es considerada pobre. Estudios psicofísicos de modulación de contraste cromático (especialmente en rojo-verde), muestran que, a tamaño constante del estímulo, hay una caída más fuerte de sensibilidad en periferia comparada con la sensibilidad a estímulos acromáticos.⁸⁴⁻⁸⁷ Diversos estudios demuestran la gran importancia del tamaño del estímulo de color en periferia, comparado con la visión en fóvea.⁸⁸⁻⁹² ASin embargo, la discriminación cromática es peor en periferia comparada con la visión central incluso después de introducir el *M-scalling*, especialmente para el mecanismo rojo-verde debido a su drástica caída fuera de fóvea.^{84-87,93-95}

Se han descrito dos posibles causas de este hecho. Por un lado, la forma del campo receptivo oponente podría cambiar de conexiones

selectivas al centro y la periferia del campo receptivo de la célula en la zona central del campo visual⁹⁵⁻⁹⁸, proporcionando fuerte oponencia cromática, a un modelo de conexiones al azar, con disminución de la oponencia cromática, en la periferia del campo visual).^{85-87,99-101}

Martin *et al.* (2001)¹⁰² presentando estímulos con modulaciones rojo-verde en diferentes excentricidades desde los 20 a los 50 grados, encontraron que la respuesta se deterioraba rápidamente con la excentricidad. Concluyeron que dicho deterioro de la discriminación cromática ocurre en el área cortical.

Por otro lado, Derrington *et al.* (2001)¹⁰³, sugieren que la información de la oponencia de conos no se utiliza en procesos corticales más profundos. Además, cabe destacar que la sensibilidad rojo-verde se deteriora a partir de los 10º de excentricidad, donde todavía se mantiene esa linealidad de conexión cono-célula ganglionar. La conexión aleatoria comienza a partir de una excentricidad de 20º.

6.5.1. Respuestas cromáticas en el córtex dependiente de la excentricidad.

Se ha demostrado en estudios psicofísicos⁹⁵ cómo se pueden llegar a igualar la sensibilidad al contraste entre centro y periferia del campo visual en los mecanismos rojo-verde⁹¹, acromático y azul-amarillo. Para ello se propone el ajuste del estímulo: escalado de frecuencias, escalado periférico, etc. para cada uno de los canales. Sin embargo, el escalado cortical se basa en la distribución de las células ganglionares en

retina y la magnificación cortical a través de la excentricidad, y no está claro por qué debe ser diferente para los diferentes caminos visuales.

Recientes estudios muestran la forma de los campos visuales y sus asimetrías. Se han medido los campos visuales variando la frecuencia espacio-temporal tanto para el mecanismo rojo-verde como azulamarillo, maximizando la respuesta de los canales visuales parvo cromático y koniocelular respectivamente. Del estudio se concluye que el canal rojo-verde, a pesar de tener una sensibilidad mayor que el azulamarillo, tiene una caída más rápida con la excentricidad. En general, el campo visual cromático es más sensible en la parte inferior-nasal del campo visual. Además, los canales cromáticos responden mejor a frecuencias temporales bajas (0–0.2Hz) y frecuencias espaciales bajas (0-6Hz) con un estímulo de tamaño fijo de 5^o. ^{104,105}

6.6 OTROS FACTORES QUE INFLUYEN EN LOS RESULTADOS DEL CV

La mayoría de estudios se han realizado con campímetro SAP (estímulo acromático) o SWAP (estímulo azul fondo amarillo), por lo que no tenemos demasiada información sobre lo que pasa en el mecanismo rojo-verde.

6.6.1 Tamaño del estímulo

Como se ha introducido en el apartado anterior, los resultados del campo visual varían con el tamaño del estímulo. El tamaño es un factor relevante para la visibilidad del estímulo. Pero además depende de otros factores, y no siempre más grande es necesariamente mejor. Hay que tener en cuenta la sumación espacial: cada neurona ganglionar recibe información de varias neuronas, lo que conforma su campo receptivo.

La ley de Ricco o de sumación total describe la habilidad visual de detectar un estímulo sobre un fondo uniforme. La intensidad, I, necesaria para detectar el estímulo es inversamente proporcional al área, A, del mismo, por lo que la sensibilidad es directamente proporcional al área y a la intensidad del estímulo: I*A=cte.

6.6.2 Duración del estímulo

Estímulos muy prolongados facilitan los reflejos de búsqueda y los extremadamente cortos pueden quedar ocultos por el parpadeo. Por otro lado hay que tener en cuenta la sumación temporal, ya que si presentamos dos estímulos muy seguidos, los potenciales de acción de las neuronas se superponen creando uno más intenso.

La Ley de Bloch indica que la sensibilidad, S, es directamente proporcional al tiempo de exposición al estímulo, t, esto es S*t=cte.

El tiempo de examen influye sobre el umbral, principalmente debido a dos factores: el efecto aprendizaje y el efecto fatiga. Un examen muy breve no será suficiente para que el sujeto sepa lo que tiene que hacer, a no ser que haya sido entrenado con anterioridad, mientras que un examen muy largo se verá condicionado por el efecto fatiga.

• Efecto aprendizaje

La perimetría SAP requiere un proceso de aprendizaje para ser llevada a cabo de manera óptima. Se ha demostrado que la sensibilidad

se incrementa de manera significativa de la primera a la segunda perimetría llevadas a cabo por un sujeto,.¹⁰⁶ Este efecto también se ha observado entre la segunda y tercera perimetría, aunque en menor proporción.¹⁰⁷

• Efecto fatiga

La sensibilidad disminuye con el tiempo de examen. Esto parece ser debido a un fenómeno fisiológico de la retina, al no existir cambios en el estado de adaptación, más que al cansancio del propio sujeto.¹⁰⁸⁻¹¹⁰

6.6.3 Variabilidad de las medidas

Para un observador perfecto (ideal), el umbral sería el punto de inflexión donde el estímulo puede tanto ser detectado como no detectado. Pero los humanos no somos observadores perfectos y los umbrales vienen definidos en términos probabilísticos: por regla general en la zona cercana al umbral un cierto número de veces que se presente un mismo estímulo sería percibido y otras veces no. Así, se admite el convenio que designa el umbral como el punto donde el 50 % de las presentaciones un estímulo es detectado. Este convenio tolera, por tanto, cierta probabilidad de fluctuación.

Cuando se empezó a utilizar la perimetría automática automatizada en gran escala, se encontró, sorprendentemente, que incluso con altos niveles de concentración y en sujetos entrenados y motivados, se producían oscilaciones en los umbrales al repetirlos.¹¹¹ El factor fluctuación o variabilidad de los umbrales¹¹² (repitiendo dentro de la misma prueba o en pruebas sucesivas) resultó ser el talón de Aquiles

de la perimetría, por lo que merece una especial consideración por el clínico para su correcta interpretación. Existe una fluctuación normal, de pequeña magnitud, implícita en la misma definición de umbral. Como consecuencia de que el campo visual no sea una entidad estable, se hace difícil poder diferenciar cualquier cambio sutil verdadero.

La variabilidad anormal depende fundamentalmente de la mayor o menor sensibilidad inicial del sujeto, pero también del aprendizaje, la fatiga, micro-errores de fijación y otras circunstancias mal determinadas. Podemos afirmar también que, como la percepción es la interpretación de lo detectado, la fluctuación del umbral en dos pruebas consecutivas del mismo estímulo puede estar en función de cambios en el criterio natural del sujeto explorado.

Las áreas con pérdidas de sensibilidad (escotomas) son potencialmente más fluctuantes que el resto. El sujeto no suele ser consciente de su existencia, ya que el cerebro intenta "rellenar" estas áreas¹¹³, posiblemente a expensas de una mayor variabilidad bioeléctrica (ruido). El aumento de ruido conlleva un aumento del conjunto señal+ruido y un aumento de la incertidumbre psicofísica.

Por último, la región que se encuentra por encima y por debajo de la mancha ciega induce a una mayor variabilidad de las respuestas.¹¹⁴

6.6.4 Edad

Con el envejecimiento, el cristalino se vuelve más amarillo y menos transparente, la pupila se vuelve más pequeña y se dilata menos en condiciones de baja iluminación. Además se altera la integridad del

pigmento macular y de las vías neuronales. Estos cambios conducen a un descenso de la sensibilidad a la luz, un aumento de la sensibilidad al deslumbramiento, una agudeza visual reducida y una adaptación a la oscuridad prolongada.¹¹⁵⁻¹¹⁶

6.6.5 Estado refractivo

Una compensación refractiva inadecuada puede disminuir difusamente la sensibilidad luminosa diferencial (pérdida generalizada), con mayor efecto en el punto de fijación y disminuyendo éste desde la fóvea hacia los 30°. Otras tareas, como la medida de la sensibilidad al contraste con estímulos FDT, o la medida del umbral del movimiento coherente, son menos sensibles al desenfoque.¹¹⁷

7. <u>DIAGNOSTICO MEDIANTE EL CAMPO VISUAL</u> CROMÁTICO

Como ya sabemos, el análisis del campo visual no sólo sirve para conocer sus características en personas sanas y normales, sino que la ventaja de medir el campo visual es la de saber cuándo está alterado y a qué puede deberse. Además, dependiendo de la patología o de la zona de la vía visual afectada, el campo visual presenta unos patrones del alteración característicos. Esto nos ayuda en el proceso de detección de una patología o defecto visual a través del campo visual, así como también nos permite realizar un seguimiento de la afección gracias a que es una prueba cuantitativa. Está demostrado que una campimetría automatizada es una importante prueba de diagnóstico para las enfermedades que afectan a la visión periférica. Por ejemplo permitirían la posibilidad de diferenciar entre glaucoma e hipertensión.¹¹⁸

Algunos estudios demuestran que las campimetrías blanco sobre blanco no son siempre suficientemente sensibles para detectar una anomalía retiniana.¹¹⁹ Por ejemplo, la perimetría blanco-blanco está poco correlacionada con los daños en retina en pacientes con glaucoma en estadios incipientes.¹²⁰ Además, algunos estudios sugieren que la perimetría estática es insensible a los daños incipientes, porque los estímulos acromáticos son detectados por los mecanismos que no están dañados en los procesos incipientes de la enfermedad.^{121,122} Es por esto que es mejor elegir los caminos visuales cromáticos como medio de detección temprana para algunas enfermedades.

Algunas de las patologías que afectarían el campo visual son, por ejemplo, el edema macular, las cataratas, los tumores oculares, las retinopatías, la degeneración retiniana, los daños del nervio óptico etc.⁵⁰

La enfermedad ocular por excelencia que cursa con un empeoramiento del campo visual es el glaucoma. Por ejemplo, en la figura 1.21 vemos el resultado de una campimetría blanco sobre blanco del perímetro Humphrey en un paciente con glaucoma. Se aprecia claramente la forma típica arciforme que comienza en el escalón nasal.



Figura 1.21 Muestra de una campimetría con el campímetro Humphrey del ojo derecho de un paciente con glaucoma.

Además sabemos que, si lo que se afecta es directamente una parte de las vías visuales, la pérdida de campo visual adopta una forma también característica. En la figura 1.22 podemos ver un esquema resumen de cómo aparece típicamente el resultado de la medida del campo visual dependiendo de la zona afectada.



Figura 1.22 Esquema del camino de la información en el sistema visual y la afección del campo visual según en el lugar en el que se produce la lesión. (Extraído de: http://flylib.com/books/en/3.283.1.15/1/)

Otro campo en el que se puede aplicar esta técnica diagnóstica es el de la visión cromática. Es bien conocido que existen observadores con una visión del color deficiente. Esto provoca que una imagen no sea percibida igual por una persona con este tipo de alteración que una persona con percepción normal de los colores. Las alteraciones de la percepción de los colores se denominan discromatopsias y se clasifican según su etiología en congénitas y adquiridas.

7.1 DISCROMATOPSIAS CONGENITAS

Las discromatopsias congénitas son anomalías que se presentan desde el nacimiento, son de origen genético y de carácter recesivo ligado al sexo. Se han identificado los distintos genes que forman las proteínas de los pigmentos visuales de los conos y están ubicados en el cromosoma X. Así, la mujer es transmisora y clínicamente indemne por tener una dotación cromosómica XX y ser de carácter recesivo. En Europa, aproximadamente el 8% de los hombres padecen discromatopsias, frente a solamente un 0.4% de las mujeres.¹²³

Según la bibliografía¹²⁴⁻¹³¹, se pueden clasificar en dos grandes categorías: individuos que son incapaces de percibir de forma absoluta un determinado conjunto de colores, e individuos que sólo muestran ciertas dificultades para reconocerlos. Las alteraciones pueden deberse a la total inactivación de un fotopigmento determinado, que es lo que se conoce como deficiencia cromática severa, o bien a una alteración en el máximo de absorción de dicho fotopigmento, conocido como anomalía cromática. Si los tres conos carecen de fotopigmentos, el observador no tiene visión del color, se habla entonces de acromatopsia.

Los monocrómatas (1 sólo cono) y acrómatas (sólo bastones) únicamente son capaces de percibir diferencias de intensidad, es decir, diferencias de luminancia. Su visión cromática se reduce a una escala de luminosidad: grises con límites en el blanco y en el negro. Ambos tipos de observadores son similares en cuanto a su visión cromática. Sin embargo los acrómatas, al no disponer de conos, no tienen visión central (hay un número muy bajo de bastones en la fóvea) y, como consecuencia,

presentan problemas adicionales de baja agudeza visual, nistagmo y fotofobia aguda. Esto último es debido a que los bastones se saturan y dejan de dar respuesta con luminancias por encima de 10 cd/m².

Si los receptores que faltan son los conos L se llama al individuo protanope, y si le falta el receptor M se le llama deuteranope. Debido a este cambio de receptores, los caminos cromáticos también sufrirán variaciones. En cuanto a la respuesta cromática, los deuteranopes son menos sensibles al verde y los protanopes son menos sensibles al rojo. La respuesta de los deuteranopes a la luminancia aparenta ser normal, mientras que los protanopes son menos sensibles a la luz ya que les faltan los conos L, que proporcionan el doble de señal en el canal de intensidad luminosa.

Los tritanopes tienen deficiencia severa para el azul debido a la ausencia de conos S. Para estos sujetos, por ejemplo, un cielo azul claro será verde brillante, ya que la respuesta se debe únicamente a los conos M, que resultan ser más sensibles que los S.

7.2 DISCROMATOPSIAS ADQUIRIDAS

Las discromatopsias adquiridas se desarrollan de forma secundaria a una enfermedad, a un proceso tóxico o al uso de determinados medicamentos. Mientras los defectos hereditarios permanecen estables a lo largo de la vida y están presentes por igual en los dos ojos, un defecto adquirido no es estable y varía con la evolución del proceso patológico. Además, frecuentemente se presentan en grado distinto en cada ojo, por lo que conviene hacer los tests de
discromatopsias monocularmente. Por otra parte, a lo largo de la vida de una persona la percepción del color varía debido al envejecimiento de todas las estructuras oculares implicadas.^{132,133}

Numerosos autores referencian los cambios funcionales en los mecanismos visuales, tanto cromáticos como acromático. Se trata de patologías visuales como glaucoma, neuritis óptica, DEMAE, retinitis pigmetosa etc.¹³⁴⁻¹⁴⁸ así como enfermedades sistémicas que afectan a la visión a corto o largo plazo tales como diabetes, esclerosis múltiple, parkinson etc.¹⁴⁹⁻¹⁵⁸ También está documentada la reducción de la sensibilidad al contraste de ciertas frecuencias espacio temporales¹⁵⁹⁻¹⁶³

Por otro lado, también existen sustancias como la cloroquina, etambutol, inhibidores de la PDE5, digitalina, exposición a metales como el mercurio, tabaquismo... que se ha demostrado que producen cambios en la percepción del color por toxicidad retiniana.¹⁶⁴⁻¹⁶⁹

8. <u>REFERENCIAS</u>

- 1. Hubel DH. Ojo cerebro y visión; Universidad de Murcia, 2000
- 2. Armaly MF. Ocular pressure and visual fields: A ten year followup study. Arch. Ophthalmol. 1969; 81: 25-40
- Puell MC. Codificación de la señal visual; Monografía 7 de la Gaceta Óptica, Suplemento a la revista Gaceta Óptica № 278. 1994
- 4. Urtubia C. Neurobilogía de la Visión, Edicions UPC. 1997
- De Valois RL. and De Valois KK. A multi-stage color model. Vision Res. 1993; 33:1053–1065

- Wiesel T and Hubel DH. Spatial and chromatic interactions in the lateral geniculate body of the rhesus monkey. Journal of Neurophysiology. 1966; 29:1115-1156
- 7. Polyak SL. The retina. Chicago: University of Chicago Press. 1941
- 8. Hendry SHC and Reid RC. The Koniocellular pathway in primate vision. Annual Reviews of Neuroscience. 2000; 23:127-153
- Irvin GE, Casagrande VA and Norton TT. Center/surround relationships of Magnocellular, Parvocellular, and Koniocellular relay cells in primate lateral geniculate nucleus. Vis. Neurosci. 1993; 10: 363-373
- Xu X, Ichida JM, Allison JD, Boyd JD, Bonds AB, et al. A comparison of Koniocellular, Magnocellular and Parvocellular receptive field properties in the lateral geniculated nucleus of the owl monkey. Journal of Physiology. 2001; 531: 203-218
- Kaplan E. The P, M, and K stream of the primate visual system: What do they do for vision? In The Senses: a comprehensive reference; Masland R., Albright T., Eds; Elsevier, 2008; 370-378
- Horton JC and Hoyt WF. The representation of the visual field in human striate cortex. A revision of the classic Holmes map. Arch Ophthalmol. 1991; 109: 816-824
- Flammer J, Drance SM and Fankhauer F. Differential light threshold in automatic static perimetry. Arch Ophthalmol 1984; 102: 876-879
- Sincich LC and Horton JC. The circuitry of V1 and V2 of color, form and motion. Annu. Rev. Nerurosci. 2005; 28:303-326

- Shapley R and Perry VH. Cat and monkey retinal ganglion cells and their visual functional roles. Trends in Neuroscience. 1986; 9:229-235
- Derrington M and Lennie P. Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. J.Physiol. 1984; 357:291-340
- Valberg A, Lee BB and Tigwell DA. Neurons with strong inhibitory S-cone inputs in the macaque lateral geniculate nucleus. Vis Res. 1986; 26:1061-1064
- Lee BB, Valberg A and Tigwell SA. Tryti J, An account of responses of spectrally opponent neurons in macaque lateral geniculated nucleus to successive contrast. Proceedings of the Royal Society B. 1987; 230:293-314
- Mariani AP. Bipolar cells in monkey retina selective for the cones likely to be blue-sensitive. Nature. 1984; 308:184-186
- Gouras P. Precortical physiology of colour vision. In The Perception of Colour, Ed. Gouras, P., Vol 6 of Vision and Visual Dysfunction, Ed. Cronly-Dillon J, 163-178. London: MacMillan Press, 1991
- Rodieck RW and Watanabe M. Survey of the morphology of macaque retinal ganglion cells that project to the pretectum, superior colliculus and Parvocellular laminae of the lateral geniculate nucleus. Journal of Comparative Neurology. 1993; 338:280-303

- 22. Dacey DM. Morphology of a small field bistratified ganglion cell type in the macaque and human retina: Is it the blue-ON cell? Visual Neuroscience. 1993; 13:5334-5355
- Dacey DM and Lee BB. The 'blue-on' opponent pathway in primate retina originates from a distinct bistratified ganglion cell type. Nature. 1994; 367:731-735
- Dacey DM. Circuitry for color coding in the primate retina. Proceedings of the National Academy of Sciences of the USA.1996; 93:582-588
- 25. Calkins DJ. Tsukamoto Y and Sterling P. Microcircuitry and mosaic of a blue-yellow ganglion cell in the primate retina. Journal of Neuroscience. 1998; 18: 3373-3385
- Yoonessi A and Yooonessi A. Functional assessment of Magno, Parvo and Konio-Cellular pathways; current state and future clinical applications. J Ophthalmic Vis Res. 2011; 6:119-126
- Bilodeau L and Faubert J. Isoluminance and chromatic motion perception throughout the visual field. Vision Res. 1997; 37:2073– 2081
- Flammer J. Drance SM and Schulzer M. The estimation and testing of the components of long-ter fluctuation of the differential light threshold. Doc Ophthalmol. 1983; 35:1445-48
- Merigan WH and Maunsell JH. Macaque vision after Magnocellular lateral geniculate lesions. Vis Neurosci. 1990; 5:347-352

- Kalloniatis M and Harwerth RS. Spectral sensitivity and adaptation characteristics of cone mechanisms under white light adaptation. J Opt Soc Am. 1990; 7:1912-1929
- Aulhorn E and Harms H. Visual perimetry. In Jameson D and Hurvich LM (eds), Handbook of Sensory Physiology, vol 7. Berlin: Springer Verbag 1972
- 32. Creutzfeldt OA, Lee BB and Elepfandt A. A quantitative study of chromatic organisation and receptive fields of cells in the lateral geniculate body of the rhesus monkey. Exp Brain Res. 1979; 35:527-545
- Schiller PH, Logothetis NK and Charles ER. Role of the coloropponent and broad-band channels in vision. Vis Neurosci. 1990; 5:321-346
- Sperling HG and Harwerth RS. Red-green cone interactions in increment- threshold spectral sensitivity of primates. Science. 1971; 172:180-184
- 35. Ingling CR and Tsou BH-P. Orthogonal combinations of the three visual channels. Vision Res. 1977; 17:1075-1082
- 36. Kranda K and King-Smith PE. Detection of colored stimuli by independent linear systems. Vision Res. 1979; 19:733-745
- 37. King-Smith PE and Kranda K. Photopic adaptation in the redgreen spectral range. Vision Res. 1981; 21:565- 572
- Thornton JE and Pugh EN. Red/green opponency at detection threshold. Science. 1983; 219:191-193

- 39. Foster DH and Snelgar RS. Test and field spectral sensitivities of colour mechanisms obtained on small white backgrounds: Action of unitary opponent-colour process? Vision Res. 1983;23:787-797
- King-Smith PE and Carden D. Luminance and opponent color contributions to visual detection and to ternporal and spatial integration. J Opt Soc Am. 1976; 66:7O9-717
- Smith EL, Levi DM, Manny RE, Harwerth RS and White JM. The relationship between binocular rivalry and strabismic suppression. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1985; 26:80-87
- 42. Kuyk TK. Spectral sensitivity of the peripheral retina to large and small stimuli. Vision Res. 1982; 22:1293-1297
- Drum B, Armaly MF, Huppert WE. Chromatic and achromatic sensitivity in glaucoma. In: Drum B, Verriest G, eds. Color Vision Deficiencies IX. Boston, MA: Dr WJunk Publishers. 1989; 261-272
- Harwerth RS, Smith EL and DeSantis L. Mechanisms Mediating Visual Detection in Static Perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1993; 34:3011-3023
- 45. Kalloniatis M and Harwerth RS. Effects of chromatic adaptation on opponent interactions in monkey increment-threshold spectralsensitivity functions. Josa A. 1991; 8:1818-1831
- 46. Hood DC and Finkelstein MA. A case for the revision of textbook models of color vision: the detection and appearance of small brief lights. In: Mollon JD, Sharpe LT, eds. Colour Vision Physiology and Psychophysics. New York: Academic Press; 1983. 385-398

- 47. Sperling HG, Wright AA and Mills SL. Color vision following intense green light exposure: data and a model. Vision Res. 1991; 31:1797-1812
- Traquair HM. An introduction to clinical perimetry. Ed. Kimpton.
 1927
- 49. Kanski JJ and McAllister J. Glaucoma: A Colour Manual of Diagnosis and Treatment. London Buttersorthws. 1989
- Hart WM Jr and Burde RM. Three-dimensional topography of the central visual field. Sparing of foveal sensitivity in macular disease. Ophthalmol. 1983; 90:1028-1038
- Rowe F. Visual fields via the visual pathway. Blackwell Publishing Ltd. 2006
- 52. Goldman H, En selbtregistrierendes projektions kugelperimeter, Ophthalmologica. 1945; 190:71-79
- Fankhouser F, Koch P and Roullier A. On automation of perimetry. Albrecht Von Graefes Arch Klin exp ophthalmol. 1972; 184:126-150
- 54. Afrashi F, Erakgun T, Kose S, Ardic K and Mentes J. Blue-onyellow perimetry versus achromatic perimetry in type 1 diabetes patients without retinopathy. Diabetes Res Clin Pract. 2003; 61:7–11
- 55. Han Y, Adams AJ, Bearse MA Jr and Schneck ME. Multifocal electroretinogram and short-wavelength automated perimetry measures in diabetic eyes with little or no retinopathy. Arch Ophthalmol. 2004; 122:1809–1815

- 56. Lobefalo L, Verrotti A, Mastropasqua L, Della Loggia G, Cherubini V et al. Blue-on-yellow and achromatic perimetry in diabetic children without retinopathy. Diabetes Care. 1998; 21:2003-2006
- 57. Remky A, Weber A, Hendricks S, Lichtenberg K and Arend O. Short-wavelength automated perimetry in patients with diabetes mellitus without macular edema. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2003; 241:468-471
- 58. Wild JM. Short wavelength automated perimetry. Acta Ophthalmol Scand. 2001; 79:546-559
- 59. Hudson C, Flanagan JG, Turner GS, Chen HC, Young LB et al. Short-wavelength sensitive visual field loss in patients with clinically significant diabetic macular oedema. Diabetologia. 1998; 41:918-928
- 60. Nomura R, Terasaki H, Hirose H and Miyake Y. Blue-on-yellow perimetry to evaluate S cone sensitivity in diabetics. Ophthalmic Res. 2000; 32:69-72
- Realini T, Lai MQ and Barber L. Impact of diabetes on glaucoma screening using frequency-doubling perimetry, Conference Information: Annual Meeting of the Association for Research inVision and Ophthalmology, May 2003. Ft Lauderdale FL, Ophthalmology. 2004; 111:2133-2136
- 62. Morilla A, Antón A, Jiménez B, Rodríguez C, Martínez V et al. ATD perimetry in glaucoma and ocular hypertensive patients. A preliminar study. EVER 2007; pp-64, PS3-448

- 63. Morilla-Grasa A, Antón A, Santamaría S, Capilla P, Gómez-Chova J et al. Contrast sensitivity differences between glaucoma, ocular hypertensive and glaucoma suspect patients found by ATD perimetry, ARVO 2009, Invest. Ophthalmol.Vis. Sci. 2009. 50: Issue 5; E-Abstract 5290
- 64. Bonilla Lopezosa MT. Validación del campímetro ATD de doble modulación con sujetos normales. Estudio del mecanismo cromático Koniocelular azul-amarillo. Master en Optometría Clínica y Visión, Universidad de Alicante. 2011
- 65. Moncho V. Repetibilitat intraobservador del campímetre ATD de doble modulació en el canal cromàtic Roig-Verd. Máster en Optometría Clínica y Visión, Universidad de Alicante. 2011
- 66. López-Gómez MI. Estudio de la fiabilidad y repetibilidad del campímetro ATD de doble modulación en el canal acromático A (parvo). Máster en Optometría Clínica y Visión, Universidad de Alicante. 2011
- 67. Esteve-Reverte P. Validación del analizador ATD de doble modulación con pacientes normales. Estudio del Canal Acromático Magnocelular. Máster en Optometría Avanzada y Ciencias de la Visión, Universidad de Alicante. 2011
- Johnson CA, Brandt JD, Khong AM and Adams AJ. Shortwavelength automated perimetry in low-, medium-, and high-risk ocular hypertensive eyes. Initial baseline results. Arch Ophthalmol. 1995; 113:70-76

- 69. Ferreras A, Polo V, Larrosa JM, Pablo LE, Pajarin AB et al. Can frequency-doubling technology and short-wavelength automated perimetries detect visual field defects before standard automated perimetry in patients with preperimetric glaucoma? J Glaucoma. 2007; 16:372-83
- 70. Patente US 7.641.344 B2 y ES 2246174
- Remky A, Arend O and Hendricks S. Short-wavelength automated perimetry and capillary density in early diabetic maculopathy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2000; 41:274-281
- Cowey A and Rolls ET. Human cortical magnification factor and its relation to visual acuity. Experimental Brain Research. 1974; 21:447–454
- Levi DM and Klein SA. Vernier acuity, crowding and amblyopia.
 Vision Research. 1985; 25:979–991
- Rovamo J and Virsu V. An estimation and application of the human cortical magnification factor. Experimental Brain Research. 1979; 37:495–510
- 75. Van Essen DC, Newsome WT and Maunsell JHR. The visual field representation in striate cortex of the macaque monkey: Asymmetries, anisotropies, and individual variability. Vision Research. 1984; 24:429–448
- Virsu V and Hari R. Cortical magnification, scale invariance and visual ecology. Vision Research. 1996; 36:2971–2977

- 77. Duncan RO and Boynton GM. Cortical magnification within human primary visual cortex Correlates with acuity thresholds. Neuron. 38, 659–671
- 78. Schira MM, Wade AR ad Tyler CW. Two-dimensional mapping of the central and parafoveal visual field to human visual cortex. Journal of Neurophysiology. 2007; 97:4284–4295
- Larsson J and Heeger DJ. Two retinotopic visual areas in human lateral occipital cortex. Journal of Neuroscience. 2006; 26:13128– 13142
- Daniel PM and Whitteridge D. The representation of the visual field on the cerebral cortex in monkeys. The Journal of Physiology. 1961; 159:203–221
- Rovamo J, Virsu V and Näsänen R. Cortical magnification factor predicts the photopic contrast sensitivity of peripheral vision. Nature. 1978; 271:54–56
- Virsu V and Rovamo J. Visual resolution, contrast sensitivity and the cortical magnification factor. Experimental Brain Research. 1979; 37:475–494
- Virsu V, Näsänen R and Osmovita K. Cortical magnification and peripheral vision. Journal of the Optical Society of America A. 1987; 4:1568-1578
- 84. Anderson SJ, Mullen KT and Hess RF. Human peripheral spatial resolution for achromatic and chromatic stimuli: limits imposed by optical and retinal factors. Journal of Physiology 1991; 442:47-64

Estado del arte

- 85. Mullen KT. Colour vision as a post-receptoral specialization of the central visual field. Vision Research. 1991; 31:119-130
- Mullen KT and Kingdom FA. Losses in peripheral colour sensitivity predicted from "hit or miss" post-receptoral cone connections. Vision Resarch. 1996; 36:1995-2000
- Mullen KT and Kingdom FA. Differential distributions of redgreen and blue-yellow cone opponency across the visual field. Visual Neuroscience. 2002; 19:109-118
- Abramov I and Gordon J. Color vision in the peripheral retina II, Hue and saturation. Journal of the Optical Society of America. 1977; 67:202-206
- Abramov I, Gordon J and Chan H. Color appearance in the peripheral retina: effects of stimulus size. Journal of the Optical Society of America A. 1991; 8:404-414
- Noorlander C, Koenderink JJ, Den Ouden RJ and Edens BW. Sensitivity to spatiotemporal colour contrast in the peripheral visual field. Vision Research. 1983; 23:1-11
- Hansen T, Pracejus L and Gegenfurtner KR. Color perception in the intermediate periphery of the visual field. Journal of Vision. 2009; 9:1-12
- 92. Murray IJ, Parry NR and McKeefry DJ. Cone opponency in the near peripheral retina. Visual Neuroscience. 2006; 23:503-507
- Stromeyer CF, Lee J and Eskew J. Peripheral chromatic sensitivity for flashes: a post-receptoral red-green asymmetry. Vision Research. 1922; 32:1865-1873

- 94. Mullen KT, Sakurai M and Chu W. Does L/M cone opponency disappear in human periphery? Perception. 2005; 34:951-959
- 95. Vakrou C, Whitaker D, McGraw PV and McKeefry D. Functional evidence for cone-specific connectivity in the human retina. Journal of Physiology. 2005; 566:93-102
- 96. Wiesel T and Hubel DH. Spatial and chromatic interactions in the lateral geniculate body of the rhesus monkey. Journal of Neurophysiology. 1966; 29:1115-1156
- Reid RC and Shapley RM. Spatial structure of cone inputs to receptive fields in primate lateral geniculate nucleus. Nature. 1992; 356:716-718
- 98. Reid RC and Shapley RM. Space and time maps of cone photoreceptor signals in macaque lateral geniculate nucleus. Journal of Neuroscience. 2002; 22:6158-6175
- 99. Calkins DJ, Shchein SJ, Tsukamoto Y and Sterling P. M and L cones in macaque fovea connect to midget ganglion cells by different numbers of excitatory synapses. Nature. 1994; 371:70-72
- 100. Lennie P, Haake PW and Williams DR. The design of chromatically opponent receptive fields. In Computational models of visual processing. ed. Landy MS and Movshon JA. pp. 71-82. MIT Press, Cambridge, MA, USA. 1991
- 101. Newton JR and Eskew RT. Chromatic detection and discrimination in the periphery: a postreceptoral loss of color sensitivity. Visual Neuroscience. 2003; 20:511-521

- 102. Martin PR, Lee BB, White AJ, Solomon SG and Ruttiger L. Chromatic sensitivity of ganglion cells in the peripheral primate retina. Nature. 2001; 410:933-936
- 103. Derrington A. Vision: Why do colours fade at the edges? Nature.2001; 410:886-887
- 104. Díez-Ajenjo MA. Perimetría de sensibilidad al contraste en las direcciones cardinales del espacio de color: correlación con las propiedades de los mecanismos neurales que median la detección de patrones espacio-temporales. Tesis doctoral, Universitat de València, 2011
- 105. Díez-Ajenjo MA, Capilla P and Luque MJ. Red-green vs. blueyellow spatio-temporal contrast sensitivity across the visual field, Journal of Modern Optics. 2011; 58:1–13
- 106. Wood JM, Wild JM, Hussey MK and Crews SJ: Serial examination of the visual field using Octopus automated perimetry. Evidence for a learning effect. Acta Ophthalmol Scand. 1997; 65:326-333
- 107. Johnson CA, Keltner JL, Cello KE, Edwards M, Kass MA et al. Ocular Hypertension Study Group: Baseline visual field characteristics in the ocular hypertension treatment study. Ophthalmology. 2002; 109:432-437
- 108. Hudson C, Wild JM and O'Neil EC. Fatigue effects during a single session of automated static threshold perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1994; 53:268-280
- 109. Johnson CA, Adams CW and Lewis RA. Fatigue effects in automated perimetry. App Opt. 1988; 27:1030-37

- Searle AET, Wild JM, Shaw DE and O'Neil EC. Time-related variation in normal automated perimetry. Ophthalmology. 1991; 98:701-707
- 111. Flammer J, Drance SM and Zulauf M. Differential light threshold. Short-and long-term fluctuation in patients with glaucoma, normal controls, and patients with suspected glaucoma. Archives of Ophthalmology. 1984; 102:704–706
- 112. Gonzalez-Hernandez M, Gonzalez de la Rosa M, Rodriguez de laVega R and Hernandez-Vidal A. Long-Term fluctuation on standard Automatic Perimetry, Pulsar Perimetry and Frequency-Doubling technology in early glaucoma diagnosis. Ophthalmic Res. 2007; 39:338-47
- Ramachandran VS and Gregory RL. Perceptual filling in of artificially induced scotomas in human vision. Nature. 1991; 350:669-702
- 114. Haefliger IO and Flammer J. Increase of the short-term fluctuation of the differential light threshold around a physiologic scotoma. Am J Ophthalmol. 1989; 107:417-420
- 115. Weale RA. The senescence of human vision. Oxford University, Oxford. 1992
- 116. Van den Berg TJTP. Analisys of intraocular straylight, especially in relation to aging. Optom Vis Sci. 1995; 72:52-59
- 117. Lachenmayr BJ and Gleissner M. Flicker perimetry resists retinal image degradation. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1992; 33:3539-3542

- 118. Anderson DR. Perimetry With and Without Automation. St Louis: C.V Mosby; 1987:142-159
- Harwerth RS, Smith EL and DeSantis L. Mechanisms Mediating Visual Detection in Static Perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1993; 34:3011-3023
- 120. Quigley HA, Dunkelberger GR and Green WR. Retinal ganglion cell atrophy correlated with automated perimetry in human eyes with glaucoma. Am Ophthalmol. 1989; 107:453-464
- 121. Quigley HA, Sanchez RM, Dunkelberger GR, L'Hernault NL and Baginski TA. Chronic glaucoma selectively damages large optic nerve fibers. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1987; 28:913-920
- 122. Lachenmayr BJ, Airaksinen PJ, Drance SM and Wijsman K. Correlation of retinal nerve-fiber-layer loss, changes at the optic nerve head and various psychophysical criteria in glaucoma. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 1991; 229:133-138
- 123. Drummond-Borg M, Deeb SS and Motulsky AG. Molecular patterns of X chromosome–linked color vision genes among 134 men of European ancestry. Proc Natl Acad Sci U S A. 1989;86983-86987
- 124. Mollon JD, Pokornoy J and Knoblauch K. Normal and Defective Colour Vision. Oxford University Press, New York. 2003
- 125. Pokorny J, Smith VC, Verriest G and Pinkers AJLG. Congenital and Acquired color vision defects. Grune & Stratton, Inc., New York. 1979

- Fietcher R and Voke J. Defective Colour Vision. Adam Hilger Ltd, England. 1985
- 127. Tait DM and Carroll J. Color Blindness: Acquired in The Encyclopedia of the Eye. Elsevier Ltd, New York. 2010
- Foster D. Inherited and Acquired Colour Vision Deficiencies: Fundamental Aspects and Clinical Studies. CRC Press, New York. 1991
- 129. Drum B. Colour Vision Deficiencies XI. Documenta Ophthalmologica Proceedings Series. Springer, New York. 1993
- 130. Drum B. Colour Vision Deficiencies XII. Documenta Ophthalmologica Proceedings Series. Springer, New York. 1995
- Eskew RT. Higher order color mechanisms: a critical review. Vision Research. 2009; 49:2686-704
- 132. Weale RA. Aging and vision. Vision Res. 1986; 26:1507–1512
- Weale RA. Age and the transmittance of the human crystalline lens. J Physiol. 1988; 395:577–587
- 134. Ansari EA, Morgan JE and Snowden RJ. Psychophysical characterisation of early functional loss in glaucoma and ocular hypertension British Journal of Ophthalmology. 2002; 86:1131-1135
- 135. Alvarez SA, Pierce GE, Vingrys AJ, Benes SC, Weber PL et al. Comparison of Red-Green, Blue-Yellow and Achromatic Losses in Glaucoma, Vision Research. 1997; 37: 2295-2301.
- 136. Pacheco-Cutillas M, Sahraie A and Edgar DF. Acquired colour vision defects in glaucoma—their detection and clinical significance. Br J Ophthalmol. 1999 83:1396–1402.

- 137. Schneck ME and Haegerstrom-Portnoyf G. Color Vision Defect Type and Spatial Vision in the Optic Neuritis Treatment Trial. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1997; 38 2278-2289
- 138. Mullen KT and Plant GT. Colour and luminance vision in human optic neuritis. Brain. 1986; 109:1-13
- 139. Ménage MJ, Papakostopoulos D and Dean JC. The Farnsworth-Munsell 100 hue test in the first episode of demyelinating optic neuritis, Br J Ophthalmol. 1993; 77: 68-74
- 140. King-Smith PE, Rosten JG, Alvarez SL and Bhargava SK. Human vision without tonic ganglion cells? In Colour Vision Deficiencies V, ed. G. Verriest, pp 99-105, Adam Hilger. 1980
- 141. Adams AJ. Chromatic and luminosity processing in retinal disease.Am. J. Optom. Physiol. Opt. 1982; 59:954-960
- 142. Adams AJ, Rodic R, Husted R and Stamper R. Spectral sensitivity and colour discrimination changes in glaucoma and glaucoma suspects patients. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 1982; 23:516-524
- 143. Alvarez SL, King-Smith PE and Bhargava SK. Spectral thresholds in macular degeneration. Br. J. Ohpthamol. 1983; 67:508-511
- 144. Drum B and Verriest G. Colour Vision Deficiencies IX. Kluwer Academic Publishers, Dordrech. 1989
- 145. Greenstein VC. S (blue) cone pathway vulnerability in retinitis pigmentosa, diabetes and glaucoma. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 1989; 30:1732-1737

- 146. Sharanjeet-Kaur, Dikinson CM, O'Donoghue E and Murray IJ. Spectral sensitivity in patients with dysthyroid eye disease. Ophthal. Physiol. Opt. 1997; 17:232-238
- 147. Wolf JE and Ardent G. Selective Magnocellular Damage in Melanoma associated Retinopathy: Comparison with Congenital Stationary Night blindness, Vision Research. 1996; 36: 2369-2379
- 148. Lovie-Kitchin J and Feigl B. Assessment of age-related maculopathy using subjective vision tests, Clin Exp Optom. 2005; 88: 292–303
- 149. Muéller T, Woitalla D, Peters S, Kohla K and Przuntek H. Progress of visual dysfunction in Parkinson's disease, Acta Neurological Scand. 2002; 105: 256-260.
- Melun JP, Morin LM, Muise G and DesRosiers M. Color vision deficiencies in Gilles de la Tourette syndrome, J Neurol Sci. 2001 ; 186:107–110
- 151. Mantyjarvi M. Screening of diabetics who read incorrectly colourdependent glucose test-strips, Doc Ophthalmol. 1992; 80: 323-328
- 152. Sperling HG, Piantanida TP and Garrett DS. An atypical colour deficiency with extreme loss of sensitivity in the yellow region of the spectrum. Mod. Probl. Ophthalmol. 1976; 17:338-344
- 153. Foster DH, Snelgar RS and Heron JR. Non selective losses in foveal chromatic and luminance sensitivity in multiple sclerosis. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 1985; 26:1431-1441

- 154. Büttner T, Kuhn W, Müller T, Heinze T, Pühl C et al. Chromatic and achromatic visual evoked potentials in Parkinson's disease. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 1996; 100:443–447
- 155. Fristrom B. Peripheral and central colour contrast sensitivity in diabetes. Acta Ophthalmol. Scand. 1998; **76**:541-545
- 156. Sartucci F, Murri L, Orsini C and Porciatti V. Equiluminant redgreen and blue-yellow VEPs in multiple sclerosis. J. of Clin. Neurophysiol. 2001; 18:582–591
- 157. Flanagan P and Markulev C. Spatio-temporal selectivity of loss of colour and luminance contrast sensitivity with multiple sclerosis and optic neuritis. Ophthal. Physiol. Opt. 2005; 25:57-65
- 158. Sakai S, Hirayama K, Ogura K, Sakai N and Sudoh M. Visual function of a patient with advanced adrenoleukodystrophy: Comparison of luminance and colour contrast sensitivities. Brain & Developmen. 2007; 30:68-72
- Bour LJ and Apkarian P. Selective Broad-Band Spatial Frecuency Loss in Contrast Sensitivity Functions, Invest Ophthalmol Vis Sci. 1996; 37: 2475-2484
- 160. Breton ME, Wilson TW, Wilson R, Spoeth GL and Krupin T. Temporal contrast sensitivity loss in primary open angle glaucoma and glaucoma suspects. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 1991; 32: 2931-2941
- 161. Porciati V and Sartucci F. Retinal and cortical evoked responses to chromatic contrast stimuli. Specific losses in both eyes of patients

with multiple sclerosis and unilateral optic neuritis. Brain. 1996; 119: 723-740

- 162. Porciati V, Di Bartolo E, Nardi M and Fiorentini A. Responses to chromatic and luminance contrast in glaucoma: a psychophysical and electrophysiological Study. Vision Res. 1997; 37:1975-1987
- 163. Ventura DF, Quiros P, Carelli V, Salomao SR, Gualtieri M et al. Chromatic and luminance contrast sensitivities in asymptomatic carriers from a large brazilian pedigree of 11778 leber hereditary optic neuropathy. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2005; 46:4809-4814
- 164. Nozik RA, Weinstock FJ and Vignos PJ. Ocular complications of chloroquine. A series and case presentation with a simple method for early detection of retinopathy. Am J Ophthalmol. 1964 58:774–8
- 165. Vu L, Easterbrook M and Hovis JK. Detection of Color Vision Defects in Chloroquine Retinopathy. Ophthalmology. 1999; 106:1799-1804
- 166. Sommerhalder J, Baglivo E, Barbey C, Barbey C and Roth A. Colour vision in AIDS patients without HIV retinopathy, Vision Res. 1998; 38:3441–3446
- 167. Erb C, Nicaeus T, Adler M, Isensee J, Zrenner E et al. Colour vision disturbances in chronic smokers. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 1999; 237:377-380
- 168. Ventura DF, Simoes AL, Tomaz S, Costa MF, Lago M et al. Colour vision and contrast sensitivity losses of mercury intoxicated industry workers in Brazil. Environ Toxicol Pharmacol. 2005; 19: 523–529.

169. Bulens C, Meerwaldt JD, Wildt GJ and Keemink CJ. Visual contrast sensitivity in drug-induced Parkinsonism. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1989; 52: 341–345



CAPÍTULO II Caracterización del Dispositivo



CAPÍTULO II: CARACTERIZACIÓN DEL DISPOSITIVO

1 INTRODUCCIÓN

Con el fin de garantizar la correcta reproducción del color en cualquier dispositivo, la respuesta del mismo debería ser conocida, consistente y estable. Para generar estímulos colorimétricamente bien controlados en un dispositivo deberemos recurrir a los procesos de calibración y caracterización.¹⁻⁴

Ahora bien, en determinados momentos puede resultar difícil diferenciar entre calibración y caracterización, porque los pasos a seguir en su base son muy similares. En muchas ocasiones podemos utilizar el mismo instrumental de medición y las mismas herramientas de software para ambos procesos.⁵

1.1 DEFINICIÓN: CALIBRADO Y CARACTERIZACIÓN

Los procesos de calibración y caracterización implican:

- Enviar un patrón de señales conocidas a un dispositivo: el estímulo.
- Medir el color resultante obtenido por el dispositivo dado un estímulo de entrada conocido: la respuesta.
- Introducir los resultados obtenidos en un software para modelizar el comportamiento del dispositivo y poder almacenarlo para ser utilizado más tarde.

Calibración

Los dispositivos muestran un comportamiento inestable en el tiempo, esto es, se van desajustando. Podemos definir el proceso de calibración, por tanto, como aquel proceso de ajuste del dispositivo respecto a una referencia que permita cumplir las especificaciones del fabricante, ya que cada equipo está diseñado para operar de manera óptima bajo ciertos parámetros establecidos y ajustados en fábrica.

El proceso de calibración cambia el comportamiento del dispositivo hasta alcanzar el estado buscado, donde el dispositivo funciona de manera óptima. Sólo cuando consigamos un comportamiento estable y conocido será el momento de caracterizar nuestro dispositivo.

Caracterización

Caracterizar consiste en medir las posibilidades para la reproducción de color de nuestro dispositivo.

El proceso de caracterización no cambia el comportamiento del dispositivo, simplemente describe cómo se comportaba éste en el momento en el que se le estaba pasando el test de caracterización. Una vez finalizado el test, los datos de comportamiento se guardan en un archivo de datos llamado **perfil del dispositivo**.

La caracterización, por otro lado, no asegura un comportamiento estable, ya que sólo describe el estado del dispositivo en un determinado momento. Si el comportamiento varía, la caracterización ya no es válida.

El perfil será eficaz mientras el equipo permanezca estable, y la forma más sencilla de mantenerlo estable es que el equipo se mantenga en condiciones de calibración por dos motivos:

• porque es aquel estado en el que el dispositivo se está comportando de manera óptima,

• porque al tratarse de una respuesta conocida es fácil llevarlo al mismo punto cuando se desajuste y, por lo tanto, mantenerlo estable en el tiempo.

1.2 CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE VISUALIZACIÓN DE DATOS

En nuestro caso, vamos a diseñar un campímetro cromático, por lo que se necesita una reproducción correcta y fiable de los colores en la proyección.

En general, para cualquier dispositivo de visualización de datos, deberemos asegurarnos que reproduce un amplio rango cromático con un punto blanco ajustado y con un correcto equilibrio de gris. Esto implica ausencia de dominantes de color que pudieran afectar a la visualización y que en ocasiones pudieran llevarnos a tomar decisiones incorrectas.

Cuando caracterizamos actuamos tanto en la propia pantallaproyección como en la tarjeta gráfica. Para ello deberemos tener en cuenta la normativa correspondiente: 'ISO 3664:2000 Condiciones de visualización para la tecnología gráfica y fotográfica'. Esta normativa define las condiciones óptimas de visualización en pantalla de imágenes

digitales, la iluminación adecuada del entorno y condiciones ambientales, así como el proceso de calibración.

Para la calibración y caracterización de nuestro proyector se empleará como instrumental de medición un tele-espectrorradiómetro, con el que se tomarán medidas espectrales de los colores mostrados en pantalla. En el proceso de la calibración, estas medidas nos ayudarán a ajustar los valores de brillo, contraste y temperatura de color de nuestro monitor, hasta dejarlos en el punto adecuado. En el proceso de caracterización, las lecturas del test de caracterización serán almacenadas y se llevará a cabo la creación de un perfil de ajuste.

1.3 DISPOSITIVOS Y AJUSTE

En casi todos los dispositivos de visualización de datos la relación relativa entre la luminancia de cada canal-color (RGB) y el nivel digital no es lineal.



Figura 2.1. Nivel digital frente a luminancia. Ejemplo de dos comportamientos no lineales: potencial (línea continua) y sigmoidal (línea punteada).

El caso más estudiado y general es el de los monitores CRT, cuya relación se ajusta mediante una función de tipo potencial (Fig. 2.1). Sin embargo, cuando se usan otros dispositivos de visualización, como una pantalla LCD, un proyector LCD o una pantalla de plasma, la relación luminancia-nivel digital empeora drásticamente. Por ejemplo, si el dispositivo es una pantalla LCD, el mejor ajuste lo proporciona una función tipo sigmoide (ver figura 2.1).⁶

Para el caso de los proyectores, actualmente conocemos tres tipos según la tecnología en la que se basan: los LCD, DLP y LCoS.

• La tecnología LCD (Liquid Crystal Display) está basada en la utilización de partículas de una sustancia que comparte propiedades del estado líquido y sólido simultáneamente (cristal líquido). Al aplicarles una corriente eléctrica, cambian su polarización dejando pasar o no la luz, de manera que al aplicarles diferentes niveles de voltaje se consiguen diferentes niveles de brillo intermedio entre luz y no-luz. En estos proyectores se combinan 3 espejos dicroicos que separan la luz blanca proveniente de la lámpara en los tres primarios, RGB. Esta luz llega a los chips de LCD, tras lo cual se recombina la señal y se crea la imagen final proyectada mediante lentes. (Fig. 2.2)⁷





• La tecnología DLP (Digital Light Processing) está basada en la utilización de un chip denominado DMD (Digital Micromirror Device) que está constituido por un micro espejo para cada píxel. Este espejo se inclina respecto a la luz de una lámpara en función de una señal digital, de manera que puede reflejarla o no, mediante la utilización de un código binario. Utiliza dos métodos distintos para conseguir colores según si se trata de proyectores de uno o tres chips DMD. Si nos encontramos en el caso de utilizar un único chip DMD (figura 2.3), los colores se consiguen mediante una rueda de filtros coloreados colocada en el camino del haz de luz. Dicho disco gira a una velocidad de alrededor de 150 Hz para una pantalla de 50 Hz. Este valor corresponde a la ruptura de imagen que se produce cuando el ojo realiza movimientos sacádicos. Si nos encontramos en el caso de utilizar tres chips DMD

(figura 2.4), a cada uno de ellos se le asigna la consecución de un color primario para finalmente realizar la composición mediante la correspondiente combinación de los tres.⁸



Figura 2.3 Representación del funcionamiento de un proyector con tecnología DLP de un chip. (Extraído de: http://forums.afterdawn.com /thread_view.cfm/74117)



Figura 2.4 Esquema interno de un proyector con tecnología DLP de tres chips (Extraído de: http://www.purple-cat.co.uk/guides/ DLP_vs_LCD_projectors.html)

• La tecnología LCoS (Liquid Crystal On Silicon, (ver figura 2.5) podría considerarse como un híbrido entre las tecnologías LCD y DLP. Utiliza una pantalla de cristal líquido y un dispositivo de silicio reflectante. La pantalla está aplicada sobre el dispositivo, de manera que éste envía una corriente eléctrica sobre las partículas de cristal líquido y cambia su polarización para que dejen o no pasar la luz de una lámpara. La luz que atraviesa la pantalla incide sobre el silicio y es reflejada. Al aplicar diferentes niveles de voltaje sobre las partículas de cristal líquido se consiguen diferentes niveles de brillo intermedio entre luz y no-luz, y la cantidad de luz reflejada conforma la imagen. Así, podemos decir que la tecnología LCoS combina la técnica de transmisión, ya que las partículas de cristal líquido dejan (o no) pasar la luz, y la técnica de reflexión, ya que la superficie reflectante del dispositivo de silicio devuelve el haz de luz. En los proyectores existen 3 dispositivos LCoS, uno para cada primario.⁹



Figura 2.5 Esquema interno de los elementos de un proyector con tecnología LCoS de tres chips. (Extraído de: http://electronics.howstuffworks.com/lcos2.htm).

Los proyectores LCD son más luminosos, pero tienen un bajo contraste, además de un efecto más notable de pixelado.¹⁰ Los Proyectores DLP con un solo chip de microespejos son más económicos, pero el observador nota colores fantasma con el movimiento de los ojos, y los de tres chips son muy caros y con peor reproducción del color.¹¹ La tecnología LCoS produce buenos niveles de luminancia, un razonable buen contraste y una muy buena gama de colores reproducibles. Además consigue resoluciones muy altas y, gracias al mínimo espacio entre píxeles, el pixelado de la imagen es mucho menor. También se ha comprobado que es un instrumento válido para realizar estudios de visión. Aunque son de tamaño más grande y algo más caros, se eligió un proyector de tecnología LCoS de un chip, por representar la mejor tecnología del momento.¹²

Para caracterizar estos dispositivos, algunos autores utilizan las curvas tradicionales de los monitores CRT y LCD, pero otros prefieren las tablas LUT (Look-Up Table, o tabla de conversión). Para las curvas tradicionales se miden pocos puntos y se asume que el resto de datos se ajusta a cierta función, mientras que en las tablas LUT se crea una tabla que relaciona cada valor de la imagen de entrada (RGB) con un valor de salida (R'G'B'). En este caso se miden todos los niveles digitales. Las tablas LUT son más precisas pero llevan un tiempo de medida muy largo.¹³

Existen estudios que demuestran que ni los CRT ni los proyectores LCD tienen homogeneidad espacial a lo largo del

monitor/proyección.⁸ Por ejemplo, en el caso de los CRT, la luminancia disminuye desde el centro hacia el borde en un 20%.¹⁴

En nuestro caso necesitamos poder caracterizar un proyector en toda su área de proyección, pero, tras realizar una búsqueda bibliográfica, se encontró que la mayoría de estudios referían su caracterización al centro de la pantalla. Esto es así por varias razones: bien porque simplemente solo se tenía en cuenta el centro y se asumía que el resto de la pantalla tenía las mismas propiedades^{10,15,16}, o porque, aunque fuera espacialmente inhomogéneo, bajo algunas condiciones se podía aproximar a un comportamiento uniforme. Por ejemplo, el proyector puede ser considerado espacialmente uniforme al menos si no se tiene en cuenta los píxeles más periféricos, como es el caso de los proyectores LED⁹, o bien si se consideraba una gran apertura numérica de la lente (0.1) en el caso de proyectores DLP.¹⁷

En la presente tesis vamos a comprobar si nuestro dispositivo proyector es homogéneo en toda la superficie de proyección, y a partir de ahí modelizaremos el comportamiento del mismo para evitar, si es el caso, los errores de reproducción que se derivarían de ignorar estas heterogeneidades.

2 MATERIALES

2.1 PROYECTOR

Para construir el Multicampímetro, nuestro campímetro por proyección, hemos elegido el proyector LG AF115 (figura 2.6) cuyas características se resumen en la tabla 2.1. Este dispositivo utiliza la tecnología LCoS que se ha descrito en el apartado anterior, manteniendo la cromaticidad de los estímulos independientemente de las horas de uso del proyector.



Figura 2.6 Imagen del proyector utilizado en este estudio LG AF115 (Extraído de: http://www.projectorshop24.co.uk/lg-projector/lg-af115/).

Modelo	AF115(F115-JS)
Resolución	1920(horizontal) x 1080(vertical) píxel
Relación	16:9 (horizontal:vertical)
horizontal/vertical	
Tamaño del panel LCOS	0.61 pulgadas
Tamaño de la pantalla	Wide: 0.9-9.1 m
(distancia de proyección)	Tele: 1.6-16.4 m
Compensación de	120%
proyección	lad de Alicante
Alcance del mando a	12 m
distancia	
Zoom	1:1.8
Señales compatibles de	NTSC/PAL/SECAM7NTSC47PAL-M7PAL-
vídeo	N7PAL 60
Potencia	AC 100-240V-50/60Hz, 3.0A-1.2A
Alto x Ancho x Longitud	366 x447.5 x96 (mm)
Peso	9.6 kg
Luminancia	1.500 lúmenes
Ratio de contraste	30.000:1
Vida de la lámpara	3000 horas
Nivel de ruido	22.0 dB

Tabla 2.1 Características del proyector AF115 (F115-JS)
2.1.1 Modo de configuración

El proyector contiene un menú con una serie de parámetros configurables que se describen a continuación.

Imagen

<u>Modo de Imagen:</u> Vivos, Estándar, Cine, Deportes, Juego, Experto1, Experto2

Cada uno viene caracterizado por una serie de parámetros determinados por defecto, pero son modificables en todo momento mediante un ajuste personalizado: Contraste (rango de 0 a 100), Brillo (rango de 0 a 100), Definición (rango de 0 a 100), Color (rango de 0 a 100), Matiz y Reajuste de la imagen (resetea a los parámetros originales)

Imagen avanzada

<u>Auto Iris</u>: El iris se ajusta dependiendo de la imagen que recibe para ajustar el brillo de toda la imagen y que ésta sea óptima. Las opciones son: Desconectado, Auto Iris1, Auto Iris2, Auto Iris3.

Control Avanzado

Tiene varias opciones:

• Reiniciar contraste. Permite ajustar el contraste a un nivel óptimo dependiendo del brillo de la imagen (Bajo, Alto, Desconexión).

• Reiniciar color. Permite ajustar los colores de la imagen para que se asemejen a colores naturales (Bajo, Alto, Desconexión).

• Temperatura Color. Permite seleccionar la temperatura de los colores en la pantalla (Medio, Frío, Natural, Caliente).

• Reducción de ruido. Permite eliminar el ruido de una imagen, sin dañarla. Solamente en modos Video, S-Video, Component (480i, 480p, 576i, 576p) y HDMI (480p, 576p) (Conexión, Desconexión).

• Corrección de Gamma. Permite configurar la gradación según la codificación de la señal de la imagen (Bajo, Medio, Alto).

• Real Cinema. Permite configurar la imagen para conseguir una apariencia óptima al ver películas. Solamente en los modos Video, S-Video, Component (480i/576i/1080i, 50/60Hz, 1080p 24Hz) y HDMI (1080i 50/60Hz, 1080p 24Hz) (Conexión, Desconexión).

• Nivel de Negro. Permite ajustar el contraste y el brillo de la pantalla utilizando el nivel de negro de la pantalla. No se puede configurar en las señales SECAM, PAL 60 o PAL BGDK de los modos de ordenador, Video, S-Video y RGB (Alto, Bajo).

Nivel de Lámpara. Permite ajustar el brillo de la lámpara (Alto, Bajo).

• Overscan. Permite ajustar el valor eligiendo entre: 90, 92, 94...100. Esta función no se puede configurar si la señal procede del ordenador, si tiene un valor de 1080i ó de 1080p o si el valor de Relación de aspecto se ha configurado en Sólo escaneo. Debido a un error en el dispositivo de entrada de vídeo, pueden producirse ruidos en la esquina de la pantalla cuando la señal sea de 1080i/1080p. Se debe cambiar entonces la señal para quedar ajustada en Overscan.

Reset Avanzado: Resetea a los valores de fábrica.

Pantalla

97

<u>Modo de Proyección</u>: Invierte la imagen proyectada o la gira en horizontal. Las opciones disponibles son: Retroproyección (cuando se realice la proyección desde la parte posterior de una pantalla transparente), Frontal en techo, Retroproyección en techo.

Relación de Aspecto: Auto, 4:3, 16:9, Just Scan

<u>KeyStone</u>: cuando la pantalla no se encuentra en ángulo recto con el proyector y la imagen tenga forma trapezoidal. En todos los parámetros se ajusta el horizontal y el vertical con valores entre -100 y 100. Las opciones son: Superior Izquierda, Superior Derecha, Inferior Izquierda, Inferior Derecha, Reajuste (vuelve a los valores de fábrica).

<u>Patrón de Ajuste</u>. Sirve para ajustar el tamaño de la pantalla y el objetivo.

<u>Seguimiento Automático</u>. Asegura obtener la mejor calidad de vídeo ajustando automáticamente la diferencia de tamaño horizontal y la sincronización de la imagen. Sólo para entradas de imagen tipo RGB.

<u>Configuración RGB</u>. La función Config. Auto, sólo funciona en la entrada RGB. Si realiza el ajuste de la pantalla al reproducir un vídeo con señal gráfica de un ordenador, puede que no se logre una calidad óptima. Se puede ejecutar la función Config. Auto cuando se trate de una imagen fija.

<u>Reset de Pantalla</u>. Resetea los valores a los predeterminados de fábrica.

98

2.2 PANTALLA MURAL

Para proyectar las imágenes se utilizó una pantalla mural 3M WS-180 de dimensiones 180x180 cm y en blanco mate (fig 2.7). Sus propiedades reflectantes se estudiaron mediante un espectrofotómetro de reflexión (MinoltaCM-2600d).



Figura 2.7 Imagen de una pantalla mural para proyección para pared o techo. (Extraído de: www.carlin.es)

2.3 TELE-ESPECTRORRADIÓMETRO

Para medir el espectro de los estímulos proyectados en la pantalla empleamos el tele-espectrorradiómetro SpectraScan PR-650 (figura 2.8). Es un instrumento basado en una óptica de visualización acoplada a un espectrómetro formado por una red de difracción holográfica cóncava y una línea o array de 128 fotodiodos bien calibrados en su zona de respuesta lineal. Incorpora un microprocesador interno que, a partir de los voltajes digitalizados, realiza una serie de cálculos para dar en pantalla valores radiométricos espectrales L_{eλ} en W/m² Podemos ver sus especificaciones en la tabla 2.2. El dispositivo funciona también como colorímetro, caracterizando los estímulos en distintos espacios (CIEXYZ1931, CIELAB y CIELUV).



Figura 2.8. Imagen del espectroradiómetro SpectraScan PR-650. (Extraído de: www.color-pilot.com)

Tabla 2.2. Características del espectroradio	ómetro SpectraScan PR-650.
--	----------------------------

PARÁMETRO	VALORES
Rango espectral	380-780 nm
Anchura de banda espectral	8 nm (FWHM, valor a altura mitad del máximo)
Precisión espectral	± 2 nm
Resolución de longitud de onda	<3.5 nm / píxel del array sensor
Precisión en la luminancia	± 4%, ±1 dígito
Precisión en la cromaticidad	± 0.001 xy, ±0.006 xy para monitores CRT
Resolución espacial	14 bits A/D (1 parte en 16000)
Rango de autosincronismo	40-250Hz (para fuentes pulsantes)

2.4 ESPECTROFOTÓMETRO

Para las medidas de reflectancia de la propia pantalla de proyección se utilizó el espectrofómetro de reflexión VIS Minolta CM-2600d (geometría d/8) controlado con el software SprectaMagic3.6 (ver figura 2.9).



Figura 2.9 Imagen del espectrofotómetro MinoltaCM-2600d

2.5 SISTEMA INFORMÁTICO

Se empleó un ordenador AMD Athlon[™] XP 2400+ 2.00GHz con 2.50 Gb de RAM. Las funciones de caracterización del proyecto y de control y generación de estímulos se han programado en entorno Matlab 8.0. El Multicampímetro se ha construido como un GUIDE en este entorno.

Para llevar a cabo los cálculos más complejos se utilizó un ordenador con Procesador Intel(R) Core(TM) i5 CPu, 760 @ 2.80 GHz 2.79 GHz, 8GB de RAM, sistema operativo Windows 7 de 64 bits y el Multivac de la Universidad de Valencia (figura 2.10), que es un cluster de PC's, integrados por la empresa Catón, Sistemas Alternativos. Dispone de 29 nodos de cálculo, cada uno de los cuales es una máquina biprocesador Intel Xeon Dual Core 5160, 3GHz con 3 MB de caché L3, 8 GB de memoria RAM y 500 GB de disco duro. Estos nodos están controlados por un front-end (multivac), que se encarga de gestionar el sistema de colas, los usuarios y los sistemas de ficheros compartidos.¹⁸



Figura 2.10 Imagen del cluster de PC's de la UV. (Extraído de: http://www.uv.es/siuv/cas/zcalculo/calculouv/des_multivac.wiki)

Estos dos dispositivos se utilizaron en paralelo durante el procesamiento de la galería de estímulos que forman la base de imágenes con la que debía trabajar nuestro Multicampímetro. En particular, el sistema que la Universitat de València puso a nuestra disposición permitió un tiempo de cálculo mucho menor que el necesario con ordenadores habituales.

3. <u>PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL DE CALIBRACIÓN</u>

En este apartado describiremos los procedimientos que se llevaron a cabo para realizar la calibración y posterior caracterización de nuestro dispositivo, con el fin de conocer el comportamiento del proyector y todos los parámetros que podemos modificar, de modo que consigamos el mejor rendimiento para nuestro campímetro.

3.1 CALIBRACIÓN TEMPORAL

Antes de poder medir cualquier otro parámetro es necesario conocer el tiempo que tarda el dispositivo en enviar una imagen estable, tanto en luminancia como en cromaticidad.

Mediante el espectrorradiómetro se midieron los valores triestímulos CIEXYZ1931 de un estímulo acromático de luminancia máxima (niveles digitales normalizados al máximo [1 1 1]). Se seleccionaron el resto de parámetros configurables al 50% de su valor máximo y la gamma alta. El espectrorradiómetro se dispuso con el eje óptico perpendicular a la pantalla y alineado al centro de la proyección. Las medidas se tomaron de forma automática, desde 1 minuto después del encendido del dispositivo y cada 10 segundos aproximadamente, para comprobar cuándo se estabilizaban los fósforos, es decir, cuándo tanto las coordenadas cromáticas como la luminancia tuviesen una variación mínima y aleatoria, debida al propio error del dispositivo.



Figura 2.11. Evolución de los valores triestímulos X (verde) Y (azul) Z (negro) del estímulo acromático [1 1 1] con el tiempo de encendido del dispositivo. La línea roja marca aproximadamente el momento a partir del cual podemos considerar la estabilización del proyector.

Como se puede ver en la figura 2.11, donde se representan los valores triestímulo XYZ frente al tiempo de encendido, los tres parámetros tienen un patrón de estabilización similar. Observamos que el parámetro Y, que corresponde a la luminancia del proyector, tiene un rango de variación mayor. Además se aprecia una oscilación a lo largo del tiempo pero que no es significativa, por lo que aproximadamente a partir de los 1800 s (30 minutos) podría considerarse que los tres valores son estables, siendo el porcentaje de variación a partir de ese momento de 1% para el valor triestímulo X de 0.5% para el valor triestímulo Y y de 0.09% para el valor triestímulo Z.

También se estudió cómo variaba la radiancia espectral del estímulo con el tiempo de encendido. En la figura 2.12 vemos cómo a

partir de los 15 minutos el espectro tiene la misma forma con pequeños cambios, que se minimizan a partir de los 30 minutos, siendo incluso prácticamente idénticas las curvas a partir de este punto.



Figura 2.12 Evolución de la radiancia espectral del estímulo blanco con el tiempo de encendido. La línea azul es la primera medida (3 s), la roja a los 15 minutos, la verde a los 30, la negra 1 hora, amarillo 1hora y media y la violeta a las 2 horas.

Una vez obtenido el valor umbral temporal de estabilización, se evaluó el resto de variables configurables que podían afectar a la proyección.

3.2 DESCRIPCIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL PROYECTOR Y CALIBRADO

Para la obtención de los parámetros óptimos para el calibrado, primero se estudian los cambios que se producen al variar los parámetros configurables. Con ese fin, se realizó la medida de la luminancia y las coordenadas cromáticas CIEXYZ1931 para 11 estímulos acromáticos, generados utilizando niveles digitales iguales en los tres canales del proyector (R, G y B), con valores equiespaciados entre el mínimo (nivel digital 0, negro) y el máximo (nivel digital 1). Se fijaron todos los parámetros variables menos uno, el objetivo del testeo en cada caso.

El instrumento de medida usado en este caso es, de nuevo, el espectrorradiómetro, alineado al centro de la pantalla (a no ser que especifiquemos lo contrario). Los valores de los parámetros del proyector serán, de partida: Luminancia al 50%, Contraste al 50%, Gamma en su opción más alta.

A partir de aquí se fue cambiando, según el caso, el parámetro a analizar, dejando fijos el resto de parámetros.

3.3 RESULTADOS DEL CALIBRADO

A continuación se muestran los resultados obtenidos tras realizar las medidas especificadas anteriormente:

• Evaluación del efecto del cambio de contraste:

Se midieron los estímulos para el contraste del proyector a 25%, 50% y 100% del valor máximo.

En la figura 2.13 se puede observar cómo a mayor contraste se alcanza la luminancia máxima para valores de nivel digital menores que para contrastes más bajos. En contraste alto (100%) se llega a la saturación de la luminancia con nivel digital 0.75 aproximadamente, es decir, al aumentar el contraste se incrementa más la luminancia de los estímulos más luminosos.



Figura 2.13 Efecto del valor del parámetro "contraste" en el color del blanco del monitor. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital normalizado para los 3 contrastes medidos.

Además, conforme aumenta el contraste disminuyen las coordenadas cromáticas (figura 2.13), lo que nos lleva a un cambio de color dependiendo del contraste. Representando las coordenadas en el diagrama cromático (fig. 2.14), vemos que a contrastes bajos se necesita un nivel digital mayor para llegar a una estabilización de las coordenadas cromáticas y por tanto de tono. En contrastes bajos los niveles digitales pequeños presentan un tono azulado, por lo que sería conveniente aumentar el contraste para evitarlo sin olvidar que para contrastes muy altos la luminaria se satura.



Figura 2.14 Representación del cambio en las coordenadas cromáticas dependiendo del cambio en el contrate del proyector, el valor 1 representa el nivel digital más bajo [0 0 0] y el 10 el más alto [1 1 1].

• Evaluación del efecto del cambio de luminancia (brillo):

Dejando constante contraste y gama, se midieron los estímulos con luminancia al 25%, 50% y 100%.

En el rango de niveles digitales bajos de la figura 2.15 se aprecia que al aumentar la luminancia, se va sumando un blanco de fondo. Esto hace que, con la luminancia al 100% y para el nivel digital [0 0 0], la luminancia medida no sea cero o prácticamente cero, sino que tenga un valor no despreciable. Se produce así una pérdida de contraste, ya que como vemos en la ec. 2.1 la luminancia del negro de la pantalla disminuye el contraste (en este caso, el de Weber) de un dispositivo.

$$C = \frac{L(blanco) - L(negro)}{L(blanco)} \text{ ec.2.1}$$

Además en la figura 2.15 vemos cómo para valores de luminancia bajos, las coordenadas cromáticas no se estabilizan en niveles digitales muy bajos. Al aumentar la luminancia va disminuyendo el valor de nivel digital necesario, destacando que cuando la luminancia está al 100% las coordenadas cromáticas son estables desde el nivel digital 0.

> Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 2.15 Efecto del valor del parámetro "luminancia" en el color del blanco del proyector. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para los 3 brillos medidos.

• Evaluación del efecto de la **gamma**:

En este caso se fijan el contraste y la luminancia y se varía la gamma, tomando los tres valores disponibles en el proyector (baja, media y alta).

Como se puede observar en la figura 2.16 no existe prácticamente variación en ninguno de los parámetros representados con el cambio de la gamma. El único rasgo a destacar es que varía la luminancia en los niveles digitales medios, siendo el estímulo más oscuro conforme se aumenta la gamma. Podríamos decir que los valores son más lineales con la gamma en su opción baja.





Figura 2.16. Efecto del valor del parámetro "gamma" en el color del blanco del proyector. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para las 3 gamas medidas.

• Evaluación de la influencia del área de la proyección (zoom):

Se realizaron las medidas con una proyección de 80 cm de alto y 112.6 cm con otra de 110 cm de alto y 155.8 cm de ancho.

En la figura 2.17 comprobamos cómo al aumentar el tamaño de la proyección disminuye la luminancia, siendo la reducción más notable en niveles digitales altos. Este efecto cumple la ley de la radiometría de la intensidad radiante, $Ie = \frac{dP_e}{d\Omega}$ ec.2.2 Al aumentar el área proyectada (dPe) aumenta el ángulo sólido de proyección (d Ω), por lo que disminuye la intensidad en un punto de la proyección (Ie).¹⁹

En ambos casos, para los niveles digitales más altos (> [0.9 0.9 0.9]) los canales se saturan y, como se ha descrito anteriormente, las coordenadas no llegan a su punto máximo para niveles digitales bajos pero prácticamente no varían al aumentar la superficie de proyección.

Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 2.17 Efecto del valor del parámetro "área de proyección" en el color del blanco del proyector. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para las 2 dimensiones medidas.

• Evaluación del efecto de distancia a la pantalla:

Se miden los estímulos para 3 distancias: 2 m, 3 m y 4 m, dejando el resto de parámetros configurables constante.

Se observa en la figura 2.18 que la luminancia disminuye conforme aumenta la distancia a la pantalla. Se presenta el mismo caso que si realizamos un zoom: al alejar el proyector aumenta el área de la proyección y aumenta así el ángulo sólido disminuyendo la intensidad en un punto de la proyección. Este efecto es menos notable para niveles digitales bajos, ya que la luminancia total es menor. Comprobamos cómo las coordenadas cromáticas varían dependiendo de la distancia, resultando que para distancias más cortas son menores con lo que podemos decir que, a niveles digitales bajos, el estímulo se hace más azulado en las distancias más cortas. En las gráficas del efecto de la luminancia, cuanto mayor es la luminancia, más acromático es el estímulo a los niveles digitales bajos. Se necesitan valores elevados de niveles digitales para llegar a unas coordenadas constantes.

Universidad de Alicante



Figura 2.18. Efecto del valor del parámetro "distancia" en el color del blanco del proyector. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para las 3 distancias medidas.

• Evaluación del efecto de la **inclinación del proyector** con respecto a la posición de centrado.

Las medidas se tomaron para dos inclinaciones: 5° y 10° (desplazamiento vertical del proyector de 25 y 60 cm). Previamente se corrigió la distorsión en la proyección producida por la desviación del proyector (fig. 2.19) con la opción del menú del propio proyector.



Figura 2.19 Distorsión creada por la inclinación del proyector y que fue corregida previa a las medidas. Las aspas rojas muestran los puntos donde se realizaron medidas.

Universidad de Alicante

En este caso se midió tanto en el centro de la pantalla como en una de las esquinas (la inferior izquierda, ya que las inferiores fueron las corregidas por la distorsión), para comprobar si existía alguna diferencia (ver figura 2.20).



Figura 2.20. Efecto de la corrección de la inclinación sobre el color del blanco del monitor. Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para los 3 ángulos medidos.

Para comprobar el efecto en las esquinas que hemos modificado para corregir la distorsión, se midió también la esquina inferior izquierda para el proyector centrado y para la pantalla inclinada 10°. En este caso tan sólo se midieron 5 niveles digitales, seleccionados entre los estímulos anteriormente citados.

Como vemos en la figura 2.21 el hecho de corregir la distorsión de la proyección en las esquinas sólo influye en la luminancia de los estímulos con niveles digitales muy altos y lo hace en muy poco grado, más en el centro que en la esquina de la pantalla, mientras que el cambio en las coordenadas cromáticas es despreciable.





Figura 2.21 Efecto de la corrección de la inclinación sobre el color del blanco del monitor en la esquina inferior derecha con el proyector centrado (línea azul) y con una inclinación de 10° (línea negra). Se representa arriba la luminancia con respecto al nivel digital y abajo las coordenadas cromáticas x e y, con respecto al nivel digital para los 2 ángulos medidos.

3.4 HOMOGENEIDAD

A diferencia de otros dispositivos de visualización de datos, en un proyector, debido a sus grandes dimensiones, no podemos asumir que existe homogeneidad en toda la proyección y hay que comprobar si el centro se comporta del mismo modo que el resto de localizaciones. Al realizar el calibrado hemos comprobado que, efectivamente, el centro de la proyección no tiene el mismo comportamiento que las esquinas.

Para el estudio de homogeneidad, se realizaron medidas de luminancia y coordenadas cromáticas con el espectrorradiómetro tanto en la posición central como en las cuatro esquinas de la proyección. El espectrorradiómetro se colocó siempre perpendicular a la pantalla. Los estímulos utilizados corresponden a 11 niveles digitales equiespaciados (negro+10 niveles) para cada canal aislado (RGB) y para el acromático. Todos los parámetros configurables se dejaron fijos según hemos definido en el apartado anterior: Luminancia al 50%, Contraste al 50%, Gamma en su opción más alta.

Universidad de Alicante



Figura 2.22. Luminancia y coordenadas cromáticas en 5 posiciones de la pantalla (centro + esquinas superiores e inferiores)

Como muestra la figura 2.22, no existe homogeneidad en la proyección, ya que los valores de luminancia y coordenadas cromáticas dependen de la posición en la que se han tomado las medidas.

Para descartar que esa diferencia viniese dada por la pantalla de proyección, a modo de comprobación se midió la reflectancia con la ayuda de un espectrofotómetro VIS Minolta CM-2600d en 35 puntos de la pantalla espaciados uniformemente, de modo que se barriera toda la

Caracterización

superficie. Resultó que la pantalla sí mantenía una reflectancia uniforme, con variaciones máximas del orden del 0.2%, con lo que se puede concluir que, efectivamente, la hetereogeneidad venía dada por el proyector y no por defecto de la pantalla reflectora.

3.5 CONCLUSIONES DEL PROCESO DE CALIBRADO

Después de todo el análisis efectuado, concluimos que la configuración ideal debía mantener un equilibrio entre los valores de los parámetros configurables, con lo que los parámetros de calibrado quedaron elegidos como sigue: Luminancia al 50%, Contraste al 50%, Gamma en modo Alto y dimensiones de la pantalla 108 cm en vertical y 152 cm en horizontal. De esta manera, se conseguía una región de proyección amplia, adecuada para realizar campimetrías posteriormente, minimizando la saturación de la luminancia con el nivel digital, que causaría una reducción del rango dinámico, y controlando los cambios de cromaticidad con el nivel digital, manteniendo un contraste acromático razonable. Además, como se comprobó que no existía uniformidad, con estos parámetros fijados se procedió a realizar un estudio más exhaustivo, que describiremos en el siguiente apartado.

Al visualizar los datos experimentales se puede observar que, con estos parámetros seleccionados, a niveles digitales altos la luminancia comienza a saturar. A pesar de esto, se decidió no disminuir la luminancia máxima de la pantalla, lo que permitiría conseguir que no hubiese saturación de los fósforos. La razón de esta decisión es el hecho de que se disminuiría la luminancia de todos los niveles digitales y el

123

espectrorradiómetro tiene una precisión peor cuando los estímulos son de baja luminancia. Además, se comprobó midiendo algunos de los niveles digitales más altos (con los canales aislados y el blanco; R=[x 0 0], G= $[0 \times 0]$, B= $[0 0 \times]$, W= $[x \times x]$), que se comenzaba a perder la aditividad, propiedad indispensable para una buena reproducción y caracterización de los dispositivos de visualización de datos.

4 <u>HETEROGENEIDAD DE LA PROYECCIÓN. PROCESO DE</u> <u>MODELIZACIÓN</u>

Como se ha mostrado en el apartado anterior, la proyección no es homogénea, sino que dependiendo de la posición de la misma en la que nos encontremos los datos experimentales son diferentes. Adelantamos entonces que se requería un proceso más exhaustivo para llevar a cabo la caracterización del dispositivo, lo que nos llevó a plantear la realización de medidas en una serie de regiones de la pantalla.

4.1 CONFIGURACION EXPERIMENTAL

Ideamos una rejilla que nos permitiera realizar una caracterización válida para nuestro campímetro. Tras analizar varias opciones con diferente número de puntos a medir, elegimos crear una cuadrícula de 6x8 regiones más el centro (49 regiones) distribuidas uniformemente a lo largo de la proyección (figura 2.23). Se eligió esta distribución de número de columnas y filas par porque necesitamos tener un punto justo en el centro pero que esté rodeado del número máximo posible de otras localizaciones. De esta forma disponemos de mayor información del centro, ya que para el campímetro precisaremos de dicha información.



Figura 2.23 Disposición de los centros de las regiones dónde se realizaron las medidas experimentales. Los ejes están normalizados a la unidad en cada dirección, que sería la amplitud de la proyección.

Para comenzar las medidas debemos decidir primero cómo va a ser el tamaño del estímulo que presentaremos para su medida, y analizar si la presencia de un fondo va a influir en el resultado. Es por esto que se introduce en este punto el estudio de la influencia de un fondo sobre el estímulo medido.

4.2 INFLUENCIA DEL FONDO

Para valorar si el hecho de que el estímulo esté rodeado de un fondo, es decir, que haya píxeles encendidos contiguos a un estímulo,

125

tenía alguna influencia sobre la emisión de los pixeles del estímulo, se realizó un pequeño estudio. Para ello se midieron 100 colores aleatorios en un cuadrado de 11 cm de lado, que representa un tamaño pequeño frente al resto de la pantalla (situación similar a la de los estímulos finales del campímetro). El cuadrado se presentaba centrado en la pantalla, rodeado por 3 fondos: un fondo negro y dos acromáticos, uno de luminancia máxima [1 1 1] y otro de niveles digitales medios [0.5 0.5 0.5]. Elegimos el estímulo acromático porque es el caso más general.

El resultado para los colores sobre los dos fondos se muestra en la figura 2.24 (puntos rojos para ausencia de fondo y negros para fondo acromático). Las líneas rojas representan la unión de los colores sobre fondo negro con el color del fondo, y las negras la desviación del color al ser medido sobre dicho fondo. Observamos que las líneas rojas y negras siguen la dirección hacia un mismo punto, el acromático de fondo. Esto significa que al medir los colores sobre un fondo, con respecto a no tenerlo, las coordenadas cromáticas de cada color se desplazan hacia el color del fondo. Parece que existe un porcentaje del color de fondo que se suma al color original.



Figura 2.24 Representación de los 100 colores medidos en el diagrama cromático. Los puntos rojos corresponden a los colores en ausencia de fondo y los negros sobre fondo acromático. Las líneas rojas representan la unión de los colores sobre fondo negro con el color del fondo, y las negras la desviación del color al ser medido sobre dicho fondo.

Para paliar este efecto se implementaron varias soluciones mediante procesos de minimización en Matlab. Dos de las que mejor ajustaban se muestran en las figs. 2.25 A y B. La opción A representa, en el diagrama cromático, los colores con el fondo negro (cuadrados negros) y los corregidos de la influencia del fondo (puntos rojos), resultado de minimizar la resta entre los valores triestímulos medidos con ambos fondos. La opción B es el resultado de minimizar por mínimos cuadrados.

Además, en valores triestímulos los colores con fondo y sin fondo se podían ajustar a una recta. Esto puede observarse en las figuras 2.26 y 2.27, donde hemos representado los 100 colores sobre fondo negro frente a los 100 colores sobre fondo blanco y sobre fondo gris. Dado que valor de la pendiente de la recta es prácticamente igual a uno en los tres casos, el valor independiente de la función debe ser directamente proporcional al color del fondo. Así se cumpliría que el color sobre fondo blanco es igual al color sobre fondo negro más un porcentaje del color de fondo.

> Universitat d'Alacant Universidad de Alicante





Aplicando la ecuación de una recta a nuestro caso quedaría:

 $XYZ_n = XYZ_b - k \cdot XYZ_f$ ec.2.3

siendo:

- XYZn los valores triestímulo de los 100 colores medidos sobre fondo negro,

- XYZ $_{\rm b}$ los valores triestímulo de los 100 colores medidos sobre fondo blanco,

- XYZ_f los valores triestímulo del blanco de fondo (X=96.863;
Y=104; Z=139.01),

- k, el porcentaje del color de fondo que influye sobre el color medido.

Se obtuvo que el valor de k era prácticamente igual para los tres valores triestímulo, aproximadamente 0.04. Es decir, el hecho de tener un fondo blanco de luminancia elevada causa un efecto suma al color estímulo del 4% (k_X =0.039 k_Y =0.038 k_Z =0.044).

Se realizó el mismo procedimiento para otro fondo acromático de luminancia más baja (RGB=[0.5 0.5 0.5], XYZ=(96.863 52 139.1)), para el que la constante k resultó ser también de aproximadamente 0.04. (k_X=0.041 k_Y=0.043 k_Z=0.046).

Utilizando la ecuación 2.3 y sustituyendo la k calculada (0.04 para todos los casos), se representaron los colores sobre fondo negro (cuadrados negros) y los colores sobre fondo blanco corregidos de este efecto (puntos rojos) en un diagrama cromático figura 2.25C. Comparando los resultados obtenidos con este último método, con el de los otros métodos implementados (figuras 2.25 A, B) observamos que se

131
ajusta mucho mejor el tercer método, ya que la desviación entre los cuadrados negros y los puntos rojos es menor. El método de ajustar por rectas los valores triestímulos tiene un error menor. La razón por la cual se suma una parte del fondo al color del estímulo puede ser debido solamente a que al espectrorradiómetro llegue ese pequeño porcentaje de luz del fondo y por eso sea el mismo para cualquiera que sea el fondo.

Con el fin de comprobar si era suficiente con restar ese porcentaje de ruido del fondo que mide el espectrofotómetro, se realizó una prueba estadística. Se comparó cada uno de los valores triestímulo de los colores medidos sobre fondo negro con los medidos sobre un fondo corregido en ese 4%. Para ello se utilizó el test los rangos de Wilcoxon, ya que las muestras no eran normales. El resultado es que existen diferencias estadísticamente significativas en todos los casos (p=0.00 para cada uno de los casos), con lo que sí existe una influencia de la presencia del fondo.

Como en la función final del proyector vamos a tener encendida toda la pantalla y queríamos incluir el efecto del fondo sobre el estímulo, llegamos al compromiso de encender toda la pantalla igual que el estímulo que queremos medir, cuando estemos realizando las medidas de caracterización. De este modo admitimos este error aproximado del 4% en la medida de la luminancia, que es despreciable frente al error de medida. Como se trata del mismo color, los demás parámetros no se verán afectados. A partir de este momento todas las medidas serán realizadas con el estímulo proyectado en toda la pantalla aunque solo midamos un punto de ella.

5. <u>CARACTERIZACIÓN</u>

Como ya introdujimos en el apartado 4.1, será necesario medir la luminancia de estímulos en el centro de cada una de las 49 regiones de la rejilla. Se decidió utilizar 11 niveles digitales linealmente espaciados, para cada uno de los canales del proyector aislados y para el acromático (R=[x 0 0], G= [0 x 0], B=[0 0 x], W=[x x x]), lo que hace un total de 44 estímulos. Podemos ver los resultados en la figura 2.28, donde se representan los datos experimentales unidos por una línea del color del canal, y en el caso del blanco en color negro.



Figura 2.28. Luminancia frente a nivel digital, para los 3 primarios (RGB, líneas rojas, verdes y azules respectivamente) y para el blanco (W, líneas negras) con respecto al nivel digital, para las 49 regiones.

Como podemos observar existe una dispersión considerable, sobre todo en el canal verde y en el blanco del proyector, para niveles digitales medios y altos. A pesar de ello, vemos que la tendencia de los datos es muy similar para cada grupo. Es posible que nuestro proyector tenga una lámpara que no sea lambertiana (no homogénea en ángulo) ya que dependiendo de la posición, encontramos luminancias máximas diferentes.

Con el fin de comprobar si las regiones eran significativamente diferentes, se compararon los 3 canales cromáticos entre las diferentes regiones. Para ello, ya que el conjunto no seguía una distribución normal, se realizó el test de Friedman para muestras pareadas, con un nivel de significación del 95%. Se compararon tanto las coordenadas cromáticas como las luminancias, resultando que en todas las regiones y para al menos uno de los canales (RGB), o las coordenadas o la luminancia eran estadísticamente diferentes (p<0.05).

Además se calcularon las diferencias de color CIELab, entre los tres canales RGB para cada nivel digital, con el fin de corroborar si estas diferencias entre las regiones eran perceptualmente distinguibles. Se valoraron estas diferencias entre regiones vecinas y entre cada región y el centro. Las mayores diferencias las encontramos al comparar el centro con el resto de la pantalla, siendo el promedio en la diferencia de color de 6±2 unidades CIELab, con un rango de [12.3, 2.8]. Entre regiones vecinas la diferencia media resultó ser de 3±1 unidades CIELab, con un rango de [6.4, 1.5]. No se encontró ningún patrón de variación regular, sino que ésta es aleatoria. Estos resultados nos indican que no podemos minimizar el número de regiones diferentes en la pantalla para realizar la caracterización del dispositivo.

También se calcularon las diferencias de color CIEDE2000, obteniéndose valores ligeramente menores al aplicar la fórmula con los parámetros de la fórmula por defecto (kl, kc y kh igual a la unidad).²⁰ Como el patrón de variación presentaba las mismas irregularidades, y la selección de los parámetros según las condiciones de medida no era una constante según cada estudio particular, decidimos trabajar a partir de este momento sólo con la fórmula CIELab para el cálculo de las diferencias de color.

La primera comprobación que hay que realizar para caracterizar un dispositivo de visualización de datos es ver si existe aditividad de la luminancia y constancia de primarios. Si ambas características se cumplen, a continuación se busca el mejor ajuste de la relación entre nivel digital y luminancia (perfil del proyector), como, por ejemplo, lo haría a una curva potencial en un monitor CRT o a una sigmoide en un LCD.

Onryci Situt u I nacunt

5.1 ADITIVIDAD

Comprobamos si la suma de las luminancias de cada canal por separado iguala la luminancia de un estímulo acromático a igual nivel digital.

En cada una de las 49 regiones se verifica la propiedad de aditividad, ya que la luminancia del acromático es igual a la suma de los tres primarios, como podemos ver en el ejemplo de la figura tal para la localización central de la pantalla (Figura 2.29 y anexo A.4). Las mayores desviaciones (porcentaje) se dan en los niveles digitales inferiores a 0.4.



Figura 2.29. Representación de la luminancia medida en el centro para el blanco (línea discontinua) y para la suma de los tres primarios R+G+B (línea continua) con respecto al nivel digital requerido.

5.2 CONSTANCIA DE PRIMARIOS

Si representamos los valores de coordenadas cromáticas para cada uno de los canales RGB, los diferentes niveles digitales y todas las regiones, comprobamos que no existe constancia de primarios con el nivel digital (ver figura 2.30).



Figura 2.30 Coordenadas cromáticas de los primarios para distintos valores del nivel digital. Se han representados los datos de todas las regiones de la proyección.

Siguiendo el método recomendado por algunos autores en la literatura²¹, esta comprobación debe realizarse restando a cada medida el valor del estímulo negro. En nuestro caso restamos (en valores triestímulo, para cada canal y región) el color medido para los niveles digitales [0 0 0], al resto de colores correspondientes a los otros 10 niveles digitales. De este modo se elimina el ruido que introduce el hecho de que el dispositivo esté encendido. Como podemos observar en las figura 2.31 y anexo A.5, la constancia de primarios no se cumple para todos los casos, sino que aparecen unas pequeñas nubes de puntos dispersos, llegando inclusive a aparecer colores no reales fuera del diagrama cromático.



Figura 2.31 Representación de las coordenadas cromaticas de los primarios con corrección para el negro, vemos que existen colores irreales.

Como hemos comprobado, restar simplemente el valor del estímulo negro no es suficiente para conseguir constancia de primarios. Pensamos que, dado que el valor de luminancia correspondiente al nivel digital 0 está por debajo del umbral de sensibilidad del espectrorradiómetro, las medidas para dicho nivel digital no son fiables. Procederemos entonces a estimarlo por minimización, siguiendo el procedimiento que se detallará en el apartado 5.3.

Caracterización

Como se ha explicado anteriormente, este método de corrección del negro no depende del nivel digital, aunque sí podría depender de la posición de la pantalla. Es necesario implementar un método que nos permita averiguar cuál es ese color de ruido de fondo siguiendo la tendencia de los datos experimentales de los demás niveles digitales para cada una de las localizaciones donde hemos obtenido datos experimentales. Es por esto que primero debemos averiguar cuál es el perfil ICC de nuestro dispositivo.

5.3 PERFIL ICC

A continuación comprobamos cuál es la curva de mejor ajuste de nuestros datos experimentales, empezando por las luminancias de los primarios del centro de la proyección. Para ello utilizamos el software Tablecurve 2D v5, que nos permite ajustar un gran número de funciones (implementadas internamente) y las ordena según el mejor ajuste mediante el error por mínimos cuadrados.

Se obtuvo que la función que mejor ajustaba a los datos experimentales era primero un polinomio de grado elevado y después una sigmoide o una exponencial dependiendo de la región que se observe. Físicamente tiene más sentido utilizar una sigmoide o una función potencial, ya que es un comportamiento similar al de otras pantallas. Además, cualquier conjunto de datos se puede ajustar mediante un polinomio de mayor o menor grado, lo que para grados elevados no resulta significativo. Finalmente descartamos la opción polinomial en favor de la potencial.

Una vez comprobado que la función potencial era la mejor para el centro, pasamos a valorar el mismo ajuste en las 48 regiones restantes. Con el fin de obtener las funciones más fácilmente utilizamos el software Matlab© y la función *fminsearch,* ya que es necesario realizar una minimización, en la cual se calculan los parámetros de la función y el error cuadrático en cada una de las regiones. Se obtuvo que el error oscilaba para el primario R, entre 0.0- 1.5, entre 14.2-43.7 para el G y entre 0.2-0.6 para el B. Este tipo de ajuste sería válido sólo para alguna de las regiones, siendo un pésimo ajuste en el caso del primario verde (fig. 2.32), por lo que es necesario buscar otro ajuste más adecuado.



Figura 2.32 Ajuste potencial para R (grafica en ojo), G (gráfica en verde) y B (gráfica en azul).

La segunda curva que mejor ajustaba en el caso de la localización central era la sigmoide. Observando los valores de los datos experimentales (anexo A.2) se aprecia que, para niveles digitales altos, en algunas regiones existe saturación de la luminancia. Este comportamiento es similar al de los monitores LCD, que podíamos caracterizar por una función sigmoide, por lo que decidimos utilizar dicha función como mejor ajuste para todas las regiones de la pantalla:

$$F(n) = \frac{A \cdot x^B}{n \cdot C + D} \text{ ec.2.4}$$

Para obtener las funciones ajustadas necesitamos conocer 4 parámetros que son los que dan la forma a la curva: A, B, C y D, siendo la luminancia máxima A/D. Además, no debemos olvidar el problema de la constancia de primarios propuesto en el apartado 5.2. y que resolveremos en la misma minimización en la que implementemos la del perfil ICC.

Dado un color cualquiera, éste se puede igualar a una suma ponderada de RGB y el blanco de fondo. Si α , β , γ son, respectivamente, la cantidad de primario R, G, B que necesitamos para reproducir cierto color C, teniendo en cuenta que siempre sumamos un cierto estímulo de fondo, WF, los valores triestímulo T del color C en un espacio cualquiera no serán más que:

$$T(C) = T(\alpha R) + T(\beta G) + T(\gamma B) + T(W_F) \text{ ec. 2.5}$$

Si Yw es el vector de unidades tricromáticas, y t las coordenadas de un color, se verifica:

$$T(C) = \frac{Y(C)}{Y_W \cdot t(C)} t(C) \quad \forall C \text{ ec. 2.6}$$

En particular, si el espacio es el CIE1931 las unidades tricromáticas son [0 1 0]. Por tanto, para cualquier color:

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \frac{Y}{y} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = Y \begin{pmatrix} x/y \\ /y \\ 1 \\ z/y \end{pmatrix} ec. 2.7$$

Sustituyendo en la ecuación 2.6 y sabiendo que la luminancia de los diferentes canales depende del nivel digital (perfil ICC, en nuestro caso una sigmoide) encontramos la ecuación 2.8. Realizando una minimización podemos encontrar tanto el ruido de fondo estimado (XYZ_F) como los 4 parámetros (ABCD):

$$\begin{pmatrix} X(C) \\ Y(C) \\ Z(C) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_F \\ Y_F \\ Z_F \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} \begin{pmatrix} x_{R,P} / & 1 & z_{R,P} / & & \\ y_{R,P} & & y_{R,P} & & \\ x_{G,P} / & 1 & z_{G,P} / & & \\ y_{G,P} & & y_{G,P} & & \\ x_{B,P} / & 1 & z_{B,P} / & & \\ y_{B,P} & & y_{B,P} & & \end{pmatrix}^T \cdot \begin{pmatrix} Y_R(n_{R,P}) \\ Y_g(n_{G,P}) \\ Y_B(n_{B,P}) \end{pmatrix} ec.2.8$$

Para ello necesitamos los datos experimentales medidos (luminancias de cada primario a 11 niveles digitales) y un algoritmo de regresión lineal multivariante (función *mvregress* en Matlab©).

Los resultados obtenidos para el ruido de fondo, en los distintos puntos de la pantalla, se muestran en la figura 2.33. Como se puede comprobar, se trata de una nube de dispersión de puntos en la zona entre los acromáticos y los azules.



Figura 2.33. Diagrama cromático con las coordenadas cromáticas con la corrección del ruido de fondo y con el ruido de fondo calculado para las 49 regiones. En rojo el triángulo de primarios del proyector.

Sustrayendo a cada región su color de ruido de fondo estimado conseguimos una buena constancia de primarios para todas las regiones. Ya no aparecen coordenadas cromáticas de colores irreales ni una dispersión notable de los valores, si no que son prácticamente un punto.

Para el cálculo de los parámetros de la sigmoide se realizó un gran número de pruebas con diferentes semillas de arranque del proceso de minimización y diferente número de iteraciones, para llegar al mejor resultado posible. Con dicha minimización obtuvimos los 4 parámetros (ABCD) necesarios para las funciones de cada fósforo en cada una de las 49 regiones y el error cuadrático (A.1). Obtuvimos como resultado que este ajuste es mucho mejor que el potencial, ya que hemos disminuido considerablemente el error cuadrático en todos los casos. En la figura 2.34 se puede ver una muestra del ajuste para los tres canales en el caso del centro. El resto de las regiones se puede consultar en los anexos A.1 y A.2.

Con este proceso de ajuste, se consigue, además, que las diferencias de color ($\Delta E_{L^*a^*b^*}$) entre los valores medidos experimentalmente y los calculados mediante este modelo sean menores de 5 unidades CIELab para todos los colores, excepto para colores de muy baja luminancia, y menor de 2 unidades para valores de luminancia media (anexo A.3).

Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 2.34 Ajuste sigmoidal de la curva Luminancia frente a Nivel Digital para arriba canal R, medio canal G y abajo el canal B en la región central.

A partir del cálculo de los parámetros del ajuste por regiones, pasamos a diseñar varios tipos de posibles perfiles para comprobar si realmente era necesario, como habíamos predicho, caracterizar el dispositivo en distintos puntos del espacio. Para ello implementamos un total de 5 modelos diferentes, que fueron creándose según la necesidad.

Modelo 1: El dispositivo se caracteriza utilizando sólo los valores de los parámetros de ajuste del centro.

Modelo 2: El dispositivo se caracteriza interpolando en cada posición de la proyección los parámetros obtenidos para el centro y las cuatro esquinas.

Modelo 3: El dispositivo se caracteriza asignando a cada punto los parámetros de la localización de la rejilla original de 49 puntos más cercana.

Modelo 4: El dispositivo se caracteriza, en cada píxel, utilizando los valores de los tres puntos más próximos medidos experimentalmente. Se calculan los niveles digitales que generarían el color deseado en los 3 puntos más cercanos de la rejilla (calculados por triangulación) en los que se ha realizado el calibrado. Los niveles digitales en el punto problema se calculan por interpolación de esos 3 centros de la rejilla original (figura 2.35).



Figura 2.35 Esquema de calculo del Modelo 4 en el caso de los valores triestímulo.

Modelo 5: El dispositivo se caracteriza obteniendo los parámetros de la sigmoide, el ruido de fondo y las coordenadas cromáticas de los primarios en un punto dado, a partir de la interpolación de dichos valores de los centros de las localizaciones originales más cercanas calculadas por triangulación. Con esos parámetros puedo calcular los niveles digitales de cualquier color en ese punto (ver figura 2.36).



Figura 2.36 Esquema de cálculo del Modelo 5.

En el caso de los modelos por interpolación (modelos 4 y 5) necesitaríamos conocer los parámetros justo en el borde de la proyección, para poder realizar los cálculos en cualquier punto interior de la superficie. Como realizar medidas en esta zona de la pantalla es complicado, se añadieron unos puntos que físicamente estarían fuera de la proyección y que son el resultado de añadir una corona de puntos alrededor de la pantalla, distanciados igual que los puntos centro de la rejilla origen (figura 2.37). Para averiguar qué 3 localizaciones de la rejilla eran más cercanas al punto problema se utilizó la función de triangulación *Delaunay* de Matlab®.



Figura 2.37 Localización de los puntos medidos experimentalmente (en azul) y añadidos para la interpolación (en rojo). Los ejes están normalizados a la unidad, que sería la amplitud de la proyección.

Una vez implementados los diferentes modelos, pasamos a testearlos. Con el fin de comprobar qué modelo predecía mejor los

Caracterización

colores mostrados para cualquier punto de la proyección, se midieron previamente con el espectrorradiómetro un conjunto de 100 estímulos cuadrados, 20 cm de lado, con color generado aleatoriamente, para 10 posiciones diferentes y aleatorias de la pantalla. Los estímulos fueron presentados sobre fondo negro, de modo que no influyera en el color mostrado. Calculamos para cada modelo la diferencia de color $\Delta E_{L^*a^*b^*}$ entre el color predicho por el modelo y el medido. Para ello se utilizó como blanco de referencia el fondo que vamos a utilizar para el campímetro, de valores triestímulo [30 30 30]. Los resultados obtenidos se pueden ver en la tabla 2.3.

Se realizó un estudio estadístico con dichas diferencias de color. En primer lugar, el test Kolmogorov-Smirnov mostró que todos los modelos presentaban una distribución normal (p>0.996). Podemos entonces comparar todos los métodos mediante un test paramétrico. En nuestro caso se ha utilizado un ANOVA con un test post hoc de Bonferroni, para comparar entre grupos, y un intervalo de confianza del 95%.

Tabla 2.3. Resultados de las diferencias de color CIELab de los diferentes modelos

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5
ΔE	6 ±3	5±3	5±3	5±3	5±3

Se obtuvo que existen diferencias significativas entre los modelos 1, 2 y los modelos 3, 4 y 5 (p<0.05). No existen diferencias significativas entre 1 y 2 ni entre 3, 4 y 5, siendo mejor estos tres últimos, ya que su

error medio es menor que el del modelo 1. Las distribuciones de valores nos muestran que hay más casos de diferencias de color pequeñas (entre 0 y 2, véase fig 2.38) en estos modelos que en los dos primeros.





De los 3 posibles modelos preseleccionados, tuvimos que descartar el modelo 3 para evitar la aparición de bordes en una imagen uniforme a pantalla completa, ya que al generar ese tipo de imagen comprobamos que aparecían unas regiones con forma de figura geométrica con el mismo color que podían dar lugar a los bordes. Y entre los modelos 4 y 5, nos decantamos por el modelo 5 porque tiene una inversa mucho más sencilla, sin minimizaciones en el cálculo de los niveles digitales y no dependiente del color que se quiere mostrar.

5.4 TESTEO DEL MODELO Y REFINAMIENTO

La resolución de la pantalla es de 1.280x960 pixeles, siendo la ventana de Matlab© máxima de 1.280x930 pixeles, lo que da un total de 1.190.400 píxeles cuyos parámetros hay que calcular en cada una de las imágenes mostradas. Utilizar un método de cálculo a tiempo real para mostrar el estímulo es muy poco asequible, ya que el tiempo empleado sería muy elevado y no es viable. Para ello se ha realizado un cálculo previo de los parámetros de la sigmoide, el ruido de fondo y las coordenadas cromáticas de cada uno de los píxeles. Estos parámetros no van a depender de la imagen que se quiera mostrar, sino sólo de la posición del píxel, que es la misma para cada una de las imágenes.

Se han administrado los datos de forma que no haya que manejar una matriz (array) con un número tan elevado de elementos, ya que el tiempo que requiere Matlab para gestionar una matriz como esta es largo, y la cantidad de memoria RAM ocupada grande. Se ha optado por manejar cada vez sólo una fracción pequeña del número total de píxeles a gestionar. Para ello se ha creado una estructura de ficheros, que divide el área total de proyección según regiones, Con esta disposición de los datos es mucho más rápido calcular una librería de imágenes correspondientes a cada estímulo, que después simplemente serán cargadas por el programa del campímetro.

Utilizando el modelo 5, creamos una imagen a pantalla completa con un estímulo acromático de valores triestímulo [30 30 30].

Tras proyectar esta imagen (figura 2.39) nos dimos cuenta que se podían percibir a simple vista algunos de los bordes de los triángulos

utilizados en la interpolación. Este efecto también se puede apreciar en los niveles digitales calculados (figura 2.40), que no muestran un degradado suave sino zonas de cambio brusco. Se hacía necesario por tanto recurrir a otros modelos con otro método de interpolación para evitar este problema. Además el modelo 5 ya muestra de forma visual la heterogeneidad tan grande y sin patrón regular que sufría nuestro proyector.



Figura 2.39 Imagen digital a pantalla completa (1280x930 pixeles). Las flechas indican algunos de los bordes visibles tras el cálculo por el modelo 5 (salvo errores de reproducción).



Figura 2.40 Niveles digitales R (arriba), G (centro) y B (bajo), en función de la posición en la proyección, de una imagen a tamaño completo (1280x930 pixeles) de valores triestímulo [30 30 30]. Los colores cálidos indican valores más altos y los fríos más bajos. Los ejes indican número de píxel en la proyección.

La decisión fue la de utilizar otro tipo de interpolador que suavizara los cambios entre parámetros de diferentes centros. Para ello utilizamos la función *Triscattinterp* de Matlab, implementándola en sus tres opciones 'linear', 'natural' y 'nearest', Esta función ajusta una superficie por interpolación de los datos origen, creando una función interpolante. A continuación, mediante la posición de los pixeles de la pantalla, podemos calcular los valores de las variables que necesitamos para el modelo: parámetros de la sigmoide, ruido de fondo y coordenadas cromáticas de los primarios.

En la figura 2.41 tal se muestran como ejemplo los resultados de la interpolación con las tres opciones para el ruido de fondo.

> Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 2.41 Muestra de las diferentes interpolaciones utilizadas, representado el valor del triestímulo X del ruido de fondo. Arriba 'linear', centro 'natural' y abajo 'nearest'. Los ejes indican número de píxel.

Comprobamos que la opción que suaviza mejor los resultados es la 'natural', y que la opción 'nearest' produce los mismos bordes de regiones que nuestro modelo 3. Así, en el nuevo modelo 6 elegimos la opción 'natural' para calcular una interpolante por cada parámetro, coordenada cromática y ruido de fondo. Se obtuvieron un total de 24 funciones interpolantes, que, agrupadas por variables, nos proporcionan un total de 7 ficheros que contienen la información de caracterización de nuestro proyector (3 para los parámetros de sigmoide RGB, 3 para los valores triestímulos de los primarios del monitor, RGB y uno para los valores triestímulos del ruido de fondo). Para comprobar el resultado, de nuevo, se calculó una imagen uniforme de un color acromático ([30 30 30]) para toda la pantalla píxel a píxel (fig 2.42).



Figura 2.42 Imagen digital a pantalla completa (1.280x930 pixeles). Remarcado en rojo las regiones diferentes. Se proyectó dicha imagen en la pantalla y se midieron coordenadas cromáticas y luminancia en varios puntos de la pantalla con el espectrofotómetro (especialmente en la región de arriba a la derecha). A pesar de las diferentes etapas de refinamiento del modelo seguidas hasta el momento, comprobamos que existían dos zonas de esa imagen que eran notablemente más luminosas (fig 2.42). Revisando los parámetros calculados nos dimos cuenta que en el cálculo inicial de dichos parámetros de ajuste en esas dos regiones, el resultado estaba sobrevalorado. Además, uno de esos puntos era externo a la proyección (de las localizaciones que se habían agregado para poder extrapolar hacia el borde). Para resolver este defecto se optó por colocar en estos puntos la media de los parámetros de las regiones contiguas y del propio punto, lo que eliminó el problema.

5.4.1 Parámetros del ajuste

En las figuras 2.43, 2.44 y 2.45 representamos los valores de cada parámetro de ajuste de la función sigmoide que modeliza los cambios de la luminancia con el nivel digital, los valores triestímulos de los primarios en las figuras 2.46, 2.47 y 2.48 y los del ruido de fondo en la figura 2.49 para cada uno de los canales RGB del proyector con la corrección realizada.







160

En el caso de los valores triestímulo, figuras 2.46, 2.47 y 2.48, para los primarios mostraremos solo los valores X y Z ya que Y es, por condición impuesta en el cálculo, un plano de valor constante 1.



Figura 2.46 Mapas de valores triestímulos del canal R. X (arriba), Z (abajo), obtenidos con el interpolado píxel a píxel.



Figura 2.47 Mapas de valores triestímulos del canal G. X (arriba), Z (abajo), obtenidos con el interpolado píxel a píxel.



Figura 2.48 Mapas de valores triestímulos del canal B. X (arriba), Z (abajo), obtenidos con el interpolado píxel a píxel.



Figura 2.49 Mapas de valores triestímulos del ruido de fondo obtenidos con el interpolado píxel a píxel.

Caracterización

Se procedió a recalcular la misma imagen de 1280x930 pixeles y niveles digitales [30 30 30] y se proyectó de nuevo, obteniendo ahora un resultado uniforme en la proyección.

5.5 SELECCIÓN FINAL DEL MODELO DE AJUSTE

El tiempo de cálculo que supone trabajar con los modelos de caracterización no uniforme, nos hizo plantearnos que podría ser preferible cometer un error de caracterización colorimétrica -al menos en ciertas aplicaciones, por ejemplo un test de screening de anomalías muy graves-, y recurrir al modelo simple de pantalla uniforme, que llamaremos modelo 7, y que permitiría hacer cálculos en tiempo real. Para ello utilizamos el perfil del proyector como si toda la proyección se comportase como el promedio de las 49 regiones. Se promedió cada una de las variables (parámetros de ajuste, coordenadas cromáticas de los primarios y ruido de fondo) y con estos datos se calculó la misma imagen que para el modelo anterior.

Se compararon estos dos últimos modelos con el modelo 5 que era el mejor de los 5 primeros modelos implementados anteriormente. Se calcularon las diferencias de color CIElab para 100 colores medidos experimentalmente, con el fin de encontrar cuál de todos nos daba mejor resultado. Se obtuvo que los tres modelos eran estadísticamente diferentes (pmod5-mod6=0.01 pmod5-mod7=0.02 pmod6-mod7=0.000), por lo que analizando las distribuciones y las medias de Δ E (fig 2.50 y tabla 2.4) podemos afirmar que el mejor resultado corresponde al modelo 6.

Tabla 2.4 Media y desviación de las diferencias de color CIELab entre los



colores experimentales y los colores predichos por los modelos 5, 6 y 7.



Figura 2.50 Diferencias de color en Lab entre los colores experimentales y los predichos por los métodos 5, 6 y 7.

Como los modelos 6 y 7 presentan distribuciones de ΔE similares, para corroborar que el modelo 6 representa mejor los colores se crearon dos imágenes de idénticos valores triestímulos [30 30 30] a tamaño completo, cada una calculada con uno de los modelos. En dichas imágenes se midió con el espectrorradiómetro los valores de coordenadas cromáticas y luminancia en nueve posiciones del espacio

Caracterización

distribuidas uniformemente. Los resultados se muestran en las tablas 2.5 y 2.6.

Un estímulo de valores triestímulos idénticos debería tener coordenadas cromáticas (0.333, 0.333) y luminancia 30 cd/m². Ninguno de los dos modelos implementados es perfecto, pero los valores de coordenadas cromáticas son muy similares a las teóricas en las 9 casillas para los dos modelos. Sin embargo, se observa una mayor homogeneidad de los valores, tanto de luminancia como de coordenadas cromáticas, en la imagen calculada con el modelo 6 que la implementada con el modelo 7.

Tabla 2.5 Coordenadas cromáticas (x,y) y Luminancia (cd/m^2) para cada una de las 9 posiciones medidas (arriba-centro-abajo combinado con izquierdacentro-derecha) en el caso de la pantalla con el modelo de interpolado (6).

(0.315, 0.319) 32.8	(0.321, 0.322) 34.5	(0.318, 0.322) 34.8
(0.312, 0.314) 32.3	(0.315, 0.319) 33.9	(0.312, 0.314) 32.3
(0.316, 0.323) 31.8	(0.316, 0.324) 32.7	(0.319, 0.321) 32.5

Tabla 2.6 Coordenadas cromáticas (x,y) y Luminancia (cd/m²) para cada una de las 9 posiciones medidas (arriba-centro-abajo combinado con izquierdacentro-derecha) en el caso de la pantalla con el modelo de promediado (7).

(0.315, 0.317) 32.3	(0.323, 0.329) 34.4	(0.322, 0.327) 36.0
(0.311, 0.311) 30.8	(0.316, 0.326) 34.5	(0.319, 0.325) 35.9
(0.309, 0.313) 27.8	(0.313, 0.324) 32.4	(0.317, 0.326) 31.5
6 <u>CONCLUSIONES</u>

Tras calibrar el proyector se llevaron a cabo una serie de cálculos para comprobar si existía aditividad y constancia de primarios. Con el fin de conseguir la constancia de primarios se tuvo que realizar un cálculo previo del ruido de fondo.

Por otro lado se obtuvo que el fondo influye en el color observado, de modo que para introducir de alguna manera este efecto en el calibrado, se tomaron las medidas experimentales con el estímulo encendido a pantalla completa.

Hemos observado que un proyector no produce una proyección espacialmente homogénea y que es importante corregir estos errores si queremos obtener una buena caracterización del dispositivo.

Existen varios métodos que podríamos utilizar y que se han desarrollado en este capítulo, pero el que mejor modeliza el comportamiento heterogéneo del proyector es el modelo de interpolación de superficie píxel a píxel, utilizando los datos experimentales de una rejilla 6x8 (49 puntos) de la proyección. Se comprueba que en cada región en particular, una función sigmoide es la que mejor ajusta a los datos experimentales.

6.1 PROTOCOLO DE CALIBRACION Y CARACTERIZACION PARA UN PROYECTOR

Tras nuestra experiencia podemos definir un protocolo para caracterizar un proyector, basado en los siguientes puntos:

1. Determinar una posición fija del proyector con respecto a la pantalla y al observador y corregir de distorsión si fuera necesario.

2. Calibrar el proyector midiendo y ajustando los parámetros que se nos permita variar, sobre todo brillo y contraste.

3. Comprobar si la proyección es homogénea midiendo la luminancia y coordenadas cromáticas de colores con niveles digitales conocidos, tanto en el centro como en las esquinas de la proyección. Si existe homogeneidad pasar directamente al apartado 5.

4. Si no existe homogeneidad hay que elegir una rejilla regular donde se van tomar los datos experimentales. Dicha rejilla ha de tener un número de filas y de columnas par y debe barrer toda la proyección. Además, se añadirá el punto central de la proyección.

5. Medir en cada localización las coordenadas cromáticas y luminancia de los primarios RGB y del Blanco, para 11 niveles digitales como mínimo (incluyendo el 0) y con el estimulo a pantalla completa.

6. Comprobar la aditividad, la constancia de primarios y el ajuste de las curvas luminancia frente a nivel digital a alguna función conocida (exponencial, logarítmica...), que pueda caracterizar los datos experimentales. Si algunas de

estas características no se cumple, será necesario realizar la caracterización mediante tablas LUT.

7. Si existe actividad y un ajuste a una curva conocida, pero no constancia de primarios: calcular por minimización el valor del ruido de fondo cuando la pantalla está encendida y restar este valor como color de ruido de fondo en cada una de las localizaciones medidas.

8. A continuación calcular los parámetros necesarios para cada curva de ajuste, los valores de las coordenadas cromáticas de los primarios y el ruido de fondo en cada localización por minimización. Después, realizar el mismo cálculo para cada píxel utilizando un método de interpolación, como por ejemplo el t*riscattinterp* de Matlab en su opción *natural*.

9. Crear una imagen acromática homogénea a pantalla completa para comprobar (tanto visualmente como con medidas con el espectrofotómetro) si en alguna zona la minimización ha sobreestimado o infravalorado los parámetros de ajuste. En caso afirmativo, volver a realizar la interpolación cambiando el valor de la localización por la media de las localizaciones vecinas y la propia localización a reemplazar.

10. Volver a generar la imagen acromática y corroborar que la imagen es experimentalmente homogénea.

7 <u>REFERENCIAS</u>

- Artigas, JM and Capilla P. Tecnología del color. 1ª Edición. Univ. Valencia. Valencia. 2002
- Unidad AAGG El libro sobre la gestión de color 2003. 1ª Edición. AIDO. Valencia. 2003
- AIDO. Métodos de medida del color. 1º Edición. AIDO. Valencia.
 1998
- Fraser B, Murphy C and Bunting F. Uso y administración del color.
 1º Edición. Anaya. Madrid. 2003
- AIDO. Medida instrumental del color. 1º Edición. AIDO. Valencia. 1998
- Kwak Y and MacDonald L. Characterization of a desktop LCD projector. Displays. 2000; 21:179-194
- http://www.purple-cat.co.uk/guides/DLP_vs_LCD_projectors.html (consultado agosto 2012)
- Brainard DH, Pelli DG and Robson T. Display characterization. In the Encylopedia of Imaging Science and Technology. J. Hornak (ed.), Wiley. 2002
- Murat H, De Smet H and Cuypers D. Compact LED projector with tapered light pipes for moderate light output applications. Displays. 2006; 27:117–123
- Magnus A, Thomas JB and Gerhardt J. Common assumptions in color characterization of projectors, GCIS09, Proc. of Gjøvik Color Imaging Symposium, 4, Gjøvik, Norway. 2009; 45-53

- http://www.purplecat.co.uk/guides/DLP_vs_LCD_projectors.html (consultado agosto 2012)
- Richters D and Eskew R. Evaluation of a liquid crystal on silicon (LCOS) display for vision research. Journal of Vision. 2004; 4, article 78
- Bastani B, Cressman B and Funt B. Calibrated color mapping between LCD and CRT displays: A case study. Color Res Appl. 2005; 30:438-447
- Brainard DH, Calibration of a computer controlled color monitor, Color Res Appl. 1989;14:23-34
- Thomas JB, Hardeberg JY, Foucherot I and Gouton P. The PLVC Display Color characterization model revisited, Color Res Appl. 2006; 33: 449–460
- Bastani B, Funt B and Ghaffari R. End-User DLP Projector Colour Calibration, Tenth Congress of the international Colour association AIC COLOR, Granada, Spain. 2005
- Packer O, Diller LC, Verweij J, Lee BB, Pokorny J et al. Characterization and use of a digital light projector for vision research; Vision Res. 2001 41:427-439
- http://www.uv.es/siuv/cas/zcalculo/calculouv/des_multivac.wiki (consultado agosto 2012)
- Artigas J, Capilla P, Felipe A and Pujol J. Óptica fisiológica, Psicofisilogía de la visión; Interamericana McGraw-Hill. 1995
- CIE 142 2001. Improvement to industrial colour difference evaluation.

 Katoh N, Deguchi T and Berns RS. An accurate characterization of CRT monitor (I) verification of past studies and clarifications of gamma. Opt Rev. 2001; 8:305-314



CAPÍTULO III Multicampímetro



CAPÍTULO III: MULTICAMPÍMETRO

1 <u>GEOMETRÍA DE MEDIDA</u>

Nuestro dispositivo de medida consta de un proyector y una pantalla mural, pero también hemos de considerar como elemento la silla en la que ha de posicionarse el observador. A la hora de diseñar nuestro campímetro nos planteamos que son muchas las variables a tener en cuenta cuando hablamos de una proyección, por lo que se hace necesario definir una geometría de medida fija. Dado el uso que se pretende de este dispositivo como instrumento de medida de sensibilidad en diferentes puntos de la retina, los tamaños de imagen, ángulo de proyección e intensidad luminosa deben estar controlados. Se ha optado por fijar la posición del observador con respecto a la pantalla y la posición del proyector con respecto a ambos, de modo que el observador no ocluya la proyección, y a una distancia suficiente para que prácticamente no acomode. Si el observador acomoda, se fatiga más fácilmente, y si colocamos una lente para relajar la acomodación se produce una variación del campo, pudiendo llegar a recortar la proyección además de incrementar las aberraciones. Cualquiera de estos hechos podría llegar a falsear los datos.

El campo visual medido debe ser de alrededor de 60 grados (campo visual de los campímetros actuales) en su dimensión vertical, ya que es el alto de la proyección el que nos va a limitar el campo que podemos medir.

La disposición de los elementos del campímetro se muestra en la figura 3.1 El observador debe estar a una distancia de 1 metro de la pantalla y el proyector a 3 metros del suelo y a 3 metros de la pantalla, distancias que permiten las dimensiones habituales de muchos gabinetes clínicos. De esta forma nos aseguramos un campo total de 56.7° en vertical y 74.8° en horizontal.



Figura 3.1 Disposición experimental de los elementos del campímetro: proyector, pantalla de proyección y posición del observador

Como ya se explica en el capítulo 1 los 30° centrales del campo visual abarcan el 83% de la corteza visual, y por ello la mayoría de los defectos patológicos se detectan en esa área central.¹ Además la variabilidad de las medidas, con los campímetros actuales, aumenta en las zonas con menor sensibilidad, es decir, en la periferia.² Es por estas razones que generalmente se barren campos de entre 24° y 30° centrales. Con este dispositivo vamos a poder abarcar cómodamente un campo visual de este orden. Para asegurar que la distancia entre el observador y la pantalla fuera constante durante toda la medida, se coloca una mentonera donde el paciente apoya barbilla y frente. La mentonera tiene además un accesorio donde podemos colocar lentes correctoras en el caso de que haya que compensar ametropías. Podemos ver estos elementos en la figura 3.2.



Figura 3.2. A la izquierda fotografía de la mentonera y la lente, y a la derecha con el observador preparado para realizar la medida.

2 <u>CAMPO VISUAL EXPLORADO</u>

Con nuestra configuración somos capaces de abarcar, como ya hemos dicho, un campo visual total de 56.7° en vertical y 74.8° en horizontal. Como medir la sensibilidad punto a punto tiene un coste de tiempo muy elevado, lo que nos llevaría a un agotamiento del observador y por lo tanto a una medida errónea del campo visual, hay que discretizarlo seleccionado el conjunto de puntos del campo que se van a medir. En nuestro caso se han elegido dos distribuciones diferentes para las localizaciones espaciales en las que se presenta el estímulo luminoso sobre el fondo. Adelantamos en este punto el hecho de que, como uno de nuestros objetivos es incluir la contribución del aumento cortical en el diseño de los estímulos, estas distribuciones de localizaciones sólo se mantienen para el caso de tamaño constante del estímulo. Más adelante discutiremos los cambios que introduce necesariamente en la distribución de puntos adaptar el tamaño a la excentricidad.

La primera distribución corresponde a una geometría circular, análoga al test 24-2 de la campimetría SWAP^{3,4}, se han seleccionado 41 localizaciones, que podemos ver representadas en la figura 3.3.



Figura 3.3 Distribución de las localizaciones para la rejilla circular análoga al test 24-2 de la campimetría SWAP para el estímulo con tamaño constante. La segunda distribución corresponde a una malla cuadrada regular, que es el resultado de eliminar de una cuadrícula 10x10 los puntos impares, exceptuando algunos puntos centrales, y añadir además el propio centro. En este caso (para tamaño de estímulo constante) se seleccionaron 55 localizaciones que permiten medir un campo total de 52° tanto en vertical y como en horizontal (ver figura 3.4).

La distribución de puntos en la rejilla es simétrica horizontalmente pero no verticalmente, ya que no se eliminaron dos de los puntos cerca del centro para poder estudiar mejor esta zona. Se eligió una matriz con columnas y filas pares para poder después tener una mejor comparativa entre campo superior- inferior y nasal-temporal.



Figura 3.4 Distribución de las localizaciones para la rejilla regular en el caso de la campimetría con estímulo constante. Las localizaciones rojas son las que fueron elegidas para el campo visual y las azules las que se eliminaron. En el caso de la distribución para tamaño variable del estímulo es necesario eliminar algunas de las localizaciones externas, ya que el estímulo en esas localizaciones excede el tamaño total de la pantalla y aparece recortado. Las distribuciones pueden verse en las figuras 3.5 y 3.6 para la circular quedaron 37 localizaciones para ambas distribuciones.



Figura 3.5. Distribución de las localizaciones para la distribución circular en el caso de la campimetría con estímulo variable. Las localizaciones rojas son las que fueron elegidas para el campo visual y las azules las que se eliminaron.



Figura 3.6. Distribución de las localizaciones para la rejilla regular en el caso de la campimetría con estímulo variable. Las localizaciones rojas son las que fueron elegidas para el campo visual y las azules las que se eliminaron.

<u>3 CARACTERÍSTICAS DEL TEST</u>

3.1 ESTÍMULOS

A la hora de seleccionar la tarea psicofísica que debía resolver el observador, se ha optado por una tarea de detección, como es habitual en este tipo de pruebas, y cuya ventaja principal consiste en ser fácilmente comprensible para el observador y en no requerir un tiempo excesivo de medida. La configuración de medida consiste en un fondo, que actúa de adaptador, sobre el cual aparece un estímulo circular, con el tamaño apropiado, que nos servirá para medir la sensibilidad de los mecanismos cromáticos visuales en las localizaciones especificadas. Dado que sólo queremos que den respuesta los caminos visuales parvocelular cromático y koniocelular, hemos de elegir los estímulos de modo que aislemos dentro de lo posible dichos mecanismos. Esto implica que, en lo posible, favorezcamos su respuesta y desfavorezcamos que den respuesta los mecanismos acromáticos magno y parvo.

Para minimizar la respuesta del magno será suficiente con evitar movimientos y/o parpadeo de los estímulos. Es por esto que, para el proceso de mostrar un estímulo en la pantalla (lo que incluye encender, mantener y apagar dicho estímulo), hemos construido unos pequeños vídeos que lleven a cabo las dos transiciones inicial y final gradualmente. Con este fin se ha realizado el vídeo con un suavizado gaussiano en los instantes iniciales y finales del estímulo (ver fig. 3.7). Al no aparecer o desaparecer el estímulo de forma brusca minimizamos la respuesta de este mecanismo. Si la presentación del estímulo se inicia en el instante to, la señal cromática introducida sobre el fondo, en la dirección del espacio de color elegida, y normalizada a 1 en el máximo, depende del tiempo Δ t=t-to transcurrido desde el inicio de la presentación, según la expresión:

$$\mathbf{S}(\mathbf{r}) = \begin{cases} \mathbf{e}^{-\left(\frac{\Delta t - t_1}{\sigma_t}\right)^2} & \mathbf{si0} \le \Delta t \le t_1 \\ \mathbf{1} & \mathbf{sit}_1 \le \Delta t \le t_2 \\ \mathbf{e}^{-\left(\frac{\Delta t - t_2}{\sigma_t}\right)^2} & \mathbf{sit}_2 \le \Delta t \le \mathbf{T} \end{cases} \quad \text{ec.3.1}$$

donde T es la duración máxima del estímulo (1s), t₁=200ms, t₂=600 ms y σ_t =t₁/3. La duración del estímulo se establece en 1 segundo. Con este proceso de suavizado aseguramos que en pantalla el estímulo con su intensidad máxima pueda visualizarse durante 600 ms.



Figura 3.7 Perfil temporal de un estímulo. La presentación del estímulo se inicia en el instante to. La señal cromática depende del tiempo Δt =t-to transcurrido desde el inicio de la presentación según la ecuación 3.1.

En lo que sigue, las alusiones a un estímulo o imagen llevan implícito el hecho de que se trata de un pequeño vídeo que incluye el proceso de aparición y desaparición del estímulo.

Para eliminar la respuesta del mecanismo parvo acromático debemos evitar que el estímulo tenga un contenido de frecuencias espaciales altas, es decir, cualquier borde o esquina, ya que este mecanismo es muy sensible a altas frecuencias espaciales. Con este propósito, se ha elegido un estímulo circular uniforme que difumina el perímetro con un perfil gaussiano, fundiendo estímulo y fondo. La señal que introducimos en la dirección de espacio de color elegida respondería a la ecuación:

$$S(r) = \begin{cases} 1, & \text{sir} < r_0 \\ e^{-\left(\frac{r-r_0}{\sigma_r}\right)} & \text{sir} \ge r_0 \end{cases} \text{ ec.3.2}$$

donde r es la distancia al centro del estímulo, r₀=0.25°, y σ_r =r₀/3. Con este suavizado, el tamaño total del estímulo será 4r₀ (ver figura 3.8).



Figura 3.8. Sección radial de un estímulo centrado en el punto x₀. La variable x es la posición en el campo visual.

Como los campos receptivos son mayores en la periferia que en la zona macular, decidimos crear dos tipos de estímulos. Uno de ellos a tamaño constante con la excentricidad y que subtendería un grado desde la posición de observación (figura 3.9).



Figura 3.9 Imagen del estímulo central para el mecanismo RG.

El otro tipo de estímulo se diseñó de tamaño variable con la excentricidad, utilizando para ello la fórmula del escalado cortical de Rovamos y Virsu (1979)⁵:

$$R = R_0 \left(1 + \frac{e}{e_0} \right) \quad \text{ec.3.3}$$

de modo que en el centro del campo visual los estímulos subtiendan un grado y en la periferia 9.8°, ajustándonos así a la sensibilidad de los campos receptivos de las células del córtex visual definidos en el Capítulo I este manuscrito.

En la descripción anterior no hemos especificado la dirección del espacio de color en la que estamos introduciendo la señal estímulo. Como pretendemos medir por separado los mecanismos cromáticos Parvo y Konio, vamos a construir los estímulos utilizando, en cada caso, el color que nos maximice la respuesta de cada uno de los caminos visuales cromáticos.

El modelo de visión del color utilizado para generar los estímulos es el DKL^{6,7}, un espacio de modulaciones oponentes, donde las variables del estímulo se expresan como diferencias respecto al fondo. Actualmente es el más utilizado para estudios psicofísicos de medida del campo visual.⁸⁻¹⁰ En este espacio, un estímulo se define por los cambios en las direcciones acromática (ΔA), rojo-verde (ΔT) y azul-amarillo (ΔD) que produce cierto estímulo al sumarse sobre un fondo, descrito por los valores (L₀, M₀, S₀) en el espacio de conos. Para favorecer al canal parvocelular hemos utilizado la recta del eje T del modelo, es decir colores descritos por el vector (0, ΔT ,0). En el caso del konio la recta que sigue es el eje D, esto es, la dirección (0,0, ΔD). Como vamos a utilizar variaciones de color pero no de luminancia, el valor de la señal en la dirección de A es siempre 0.

Es necesario calcular los valores de ΔT y ΔD límite reproducibles, aplicado al fondo que se va a usar en las medidas. El fondo de nuestro campímetro, como veremos en el siguiente apartado, va a ser un estímulo acromático de 30 cd/m². Para llevar a cabo el cálculo, hemos partido de unos posibles valores máximos exageradamente grandes, donde los colores calculados no eran reproducibles por el ordenador, es decir no se encuentran dentro del triángulo de primarios del proyector, y se han ido reduciendo hasta que se encuentra un primer valor reproducible. Para ello se partió de un rango enormemente grande en la dirección de T o D asegurándonos que no fueran colores reproducibles, se dividió en pasos de 0.1 unidades y se calculó qué colores eran reproducibles y cuáles no, tomando posteriormente el valor positivo y negativo más alto que fuera reproducible (ambas direcciones de T y D). Este proceso se ha realizado para cada una de las regiones de la pantalla donde disponemos de datos experimentales de caracterización colorimétrica (49 centros de regiones originales de la caracterización). Finalmente los valores extremos en cada eje que podemos reproducir en todas las regiones de la pantalla fueron: $\Delta T_{max} = 7.5$; $\Delta T_{min} = -5.8$; $\Delta D_{max} = 97$; $\Delta D_{min} = -27.2$. Se puede observar el resultado de la zona cromática reproducible en cualquier punto de la pantalla en la fig. 3.10:



Figura 3.10 Puntos límite de medida de T y D representados en coordenadas cromáticas.

Por último, quedaba por decidir el número de estímulos que era necesario diseñar para evaluar estas dos direcciones del espacio de color. Nuestro grupo de investigación ha desarrollado, con anterioridad a este proyecto de tesis doctoral, un protocolo para determinar qué mecanismos están dañados preferentemente en una patología, hecho que implica medir 8 estímulos con características espacio-temporalescromáticas específicas (2 por mecanismo: acromático de origen magno o parvocelular, cromático parvoceular y cromático koniocelular).¹¹

De este conjunto, nos interesan sólo la mitad, ya que los estímulos puramente acromáticos no forman parte de nuestros objetivos. Además, sabemos, que cuando un paciente es anómalo cromático o sufre una patología que afecta a su visión del color, la relación existente entre las sensibilidades en el eje rojo-verde y en el eje azul-amarillo varía¹² pero no lo hacen los umbrales en ambos sentidos de la misma dirección.

Por esta razón, hemos optado por reducir de 4 a sólo 2 campimetrías, correspondientes a un semieje de cada una de las direcciones T y D. Podremos comprobar de esta forma si aumenta o disminuye esa relación con respecto a los pacientes normales de su misma edad. Se he elegido variar el estímulo en el semieje positivo de T (estímulos rojos sobre fondo acromático) o el negativo de D (estímulos azulados sobre fondo blanco), dependiendo del mecanismo que se desee testear.

3.2 FONDO

La elección del fondo, así como el adaptador, debía ser un color que desensibilizara a los mecanismos acromáticos. Para ello necesitamos un color acromático de alta luminancia, ya que un sujeto adaptado a este tipo de estímulos tiene mayor sensibilidad a los cambios cromáticos.¹³

Para generar los estímulos hemos de sumar al fondo el color del estímulo. Si utilizamos un fondo de alta luminancia, la gama de colores reproducible es muy limitada, sobre todo en la dirección rojo-verde. Por ello llegamos al compromiso de seleccionar la luminancia más elevada que nos permitiera la reproducción de una gama de colores razonable.

3.3 GENERACIÓN DE LA LIBRERÍA DE ESTÍMULOS

En principio desconocemos lo valores de sensibilidad que puede alcanzar un sujeto normal con nuestro dispositivo. Debemos por tanto implementar estímulos que recorran un rango muy grande de sensibilidades. Se ha optado por seleccionar un rango inicial entre 0 y 40 dB.

Dado que la caracterización de nuestro proyector se ha realizado píxel a píxel con una resolución alta y que, como hemos comentado anteriormente, el proceso de mostrar un estímulo se ha llevado a cabo mediante pequeños vídeos que recojan la transición de forma gradual, es inviable calcular cada estímulo en tiempo real con el software y los ordenadores de los que disponemos. Ha sido necesario realizar un precálculo de los estímulos, debido al tiempo requerido para la obtención de cada uno de los vídeos correspondientes a un estímulo individual.

Cada una de las imágenes mostradas debía ocupar toda la proyección, 1.280x930 pixeles, de forma que toda la pantalla hace el papel de fondo y en la localización seleccionada aparece representado el

estímulo. En un principio se comenzó con el cálculo de una imagen por estímulo. Dado que el cálculo era demasiado lento en entorno Matlab© por trabajar con matrices demasiado pesadas (matrices de más de 1.000.000 de elementos), se realizaron mejoras en el proceso de cálculo. Por un lado se procedió a calcular una sola imagen de fondo con el color acromático descrito anteriormente y que ocupase toda la pantalla. Esta imagen debía estar visible en todo momento durante la prueba, y sobre ella se colocaría el estímulo en la posición necesaria. Esto permitía calcular para los estímulos imágenes más pequeñas. En el caso de que el tamaño fuera constante con la excentricidad, la imagen ocupaba un tamaño de 35x35 pixeles (2º) subtendiendo el estímulo 1º y dejando medio grado de margen por cada lado para que no se notase en la proximidad del estímulo ninguna posible frontera entre estímulo y fondo, debida a ruido de cálculo. En el caso de los estímulos de tamaño variable con la excentricidad el estímulo varía desde 35x35 pixeles para el estímulo de 1º en el centro, hasta 184X184 pixeles para el estímulo de 9.5° en la periferia.

El tiempo de precálculo de las imágenes fue un problema que tuvimos que solventar ya que podía pasar a ser prioritario dentro del desarrollo del proyecto. Conforme se iba calculado la imagen de fondo, el cálculo de la misma se ralentizaba tanto que tras 7 días aún no disponíamos de la mitad de los elementos. Para agilizar dicho cálculo se tuvo que modificar la implementación, pasando a calcular el fondo por partes y guardando el resultado cada diez líneas de pixeles de la pantalla, de modo que también nos asegurábamos de almacenar los

Multicampímetro

datos conforme se fuesen obteniendo y minimizábamos las pérdidas en el caso de un fallo del ordenador. Con estos ajustes en el software de cálculo, el tiempo empleado en obtener la imagen de fondo resultó de unas pocas horas. Para el procesado de los vídeos de los estímulos, sobre todo en los de gran tamaño, conseguimos reducir el tiempo convirtiendo toda la secuencia, inicialmente en formato color verdadero, en formato de imagen indexada y paleta de color. Así, cuando todos los colores de la película que eran iguales y que se representarían en el mismo píxel, se trataban a la vez, el cálculo de toda la librería de imágenes resultó sólo de varios días.

Para implementar el perfil espacio-temporal de los estímulos, se generaron pequeñas películas de 24 fotogramas. Se eligió este valor típico como primera estimación, para que la película completa durara 1 segundo. Posteriormente se tuvo que reducir a 6 el número de fotogramas ya que el ordenador no era capaz de reproducir los 24 fotogramas en 1 segundo. Por otro lado, la sensibilidad para cada camino visual variará desde 0 a 40 dB en pasos de 0.5 dB. Esas películas se calcularon para cada una de las distribuciones que queríamos medir (un total de 1890 películas sólo para la campimetría de tamaño constante y rejilla cuadrada). Para mostrar estas películas, se superponen al fondo en la localización adecuada (ver figura 3.11).



Figura 3.11 Muestra del campímetro, arriba un estímulo para medir la sensibilidad del canal rojo-verde y abajo uno para el azul-amarillo.

4 METODO DE MEDIDA

Prácticamente todos los algoritmos para determinar el umbral de sensibilidad se basan en una estrategia de escalera¹⁴, en la cual el contraste del estímulo se altera en intervalos ascendentes y descendentes hasta encontrar el umbral. La precisión de la medida está asociada el hecho de disminuir los pasos escalonados cuanto más cerca se está del umbral, pero esto puede llevar a un aumento en el número de pasos que incrementa la duración del examen. Es por esto que se han desarrollado otros métodos que intentan disminuir el tiempo de medida.¹⁵ Por ejemplo, el algoritmo de umbral completo (HFA) del Humphrey¹⁶ utiliza inicialmente pasos de 4 dB y posteriormente de 2 dB, el algoritmo FASTPAC¹⁷ utiliza pasos únicos de 3 dB y el umbral es el último estímulo, mientras que el algoritmo SITA¹⁸ tiene dos funciones, una para respuestas normales y otra para respuestas glaucomatosas, ajustando la función de acuerdo a si la respuesta es positiva o negativa en cada localización. El SITA estándar utiliza un algoritmo 4-2 dB y el FAST utiliza pasos únicos de 4 dB¹⁹ El algoritmo TOP²⁰ del Octopus se basa en el examen en un punto interpolando la información con los puntos que lo rodean. Estos son algunos ejemplos de métodos que intentan disminuir el tiempo de examen ajustando algunos de los parámetros de la campimetría.

Otro punto que se debe tener en cuenta, es que la campimetría no es una prueba psicofísica típica donde el sujeto responde con un sí y un no. En la campimetría el sujeto únicamente puede responder con un sí y el aparato asume como un no si el sujeto no ha respondido en el tiempo establecido después de la presentación del estímulo. El tiempo de reacción del sujeto, la duración del estímulo, el intervalo entre los estímulos y la presentación de las secuencias, son factores que influyen en los resultados de un mismo paciente a quien se le ha practicado la medida del campo visual en un instrumento pero con diferentes algoritmos (por ejemplo full threshold, SITA standard y SITA Fast).

El método psicofísico seleccionado para determinar el umbral en la presente tesis es el método MOBS (Modified Binary Search), realizando ciertas optimizaciones para adaptarlo a la medida de una perimetría automatizada. Se eligió este método porque está demostrado que es uno de los más efectivos para medir umbrales.²¹

4.1 METODO MOBS

En este método se comienza por definir un intervalo de trabajo de la variable en estudio -en nuestro caso, la sensibilidad requerida para ver límites un cierto estímulo-, cuyos inferior У superior son, respectivamente, un estímulo en el que el sujeto puede hacer la tarea propuesta y otro en el que no puede hacerla. En ausencia de información sobre el sujeto, hemos decidido que el intervalo de trabajo inicial esté definido por la sensibilidad más baja reproducible por el dispositivo (0 dB), hasta una sensibilidad grande no perceptible por el ojo humano. Se muestra en primer lugar un estímulo cuya sensibilidad es la media de los límites del rango y el observador debe responder si ve el estímulo o no. Si lo ve, la sensibilidad correspondiente al estímulo presentado se convierte en el límite inferior del nuevo rango de trabajo rango, y si no lo ve se convertirá en el límite superior (ver figura 3.12). En las sucesivas presentaciones, el estímulo vuelve a ser la media del nuevo rango, salvo que se sospeche que en el proceso de medida hemos llegado a un rango que ya no contiene el umbral del observador, en cuyo caso habrá que volver a un rango anterior El cambio entre ver y no ver los estímulos se denomina inflexión de la respuesta, y cuando el proceso necesita volver al rango anterior hablamos de regresión. Este método de medida podría extenderse infinitamente, por lo que es conveniente establecer una serie de reglas que marquen el momento en que el proceso debe terminar.



Figura 3.12 Ejemplo de una medida de observador teórico con el método MOBS. El tick es una respuesta afirmativa y la x negativa.

El proceso de medida MOBS consiste en seis reglas descritas por Tyrrel y Owens en 1988²²:

1.- El rango del test está definido por dos límites. En cada test se guardarán siempre los 3 últimos rangos utilizados cronológicamente, siendo el primer rango el actual. El valor del límite superior del rango corresponde al valor de mayor sensibilidad y el límite inferior al de menor sensibilidad. 2.- El valor del siguiente estímulo presentado es la media entre los dos límites del rango. Cuando se termina el test el valor medio del rango es el valor del umbral.

3.- Con cada respuesta del observador, el rango se actualiza. Si el estímulo es visto, el valor de sensibilidad se convierte en el límite inferior del rango. Si no es visto, ese valor pasa a ser el límite superior del rango.

4.- Si dos respuestas consecutivas son iguales (dos vistas o dos no vistas) el siguiente estímulo tendrá como valor uno de los dos límites del rango. Si las dos respuestas anteriores fueron "lo veo" el valor del siguiente estímulo será el del límite superior del rango. Si es "no lo veo", el del inferior. Si la respuesta es inconsistente con una respuesta dada anteriormente para este mismo estímulo, se realizará un proceso de regresión (punto 5 del método).

5.- La regresión consiste en volver al rango anterior al que se utilizó por última vez. Los autores definieron este apartado porque en ocasiones el umbral queda fuera de los límites del rango, debido a alguna respuesta errónea del observador.

6.- Además es necesario definir una serie variables para el correcto funcionamiento del método, como son el número máximo de inflexiones (pasar de ver a no ver y de no ver a ver), y la tolerancia, es decir, la diferencia mínima entre el valor del estímulo visto y el del valor del estímulo anterior correspondiente a una regresión.

4.2 MODIFICACIONES AL MÉTODO MOBS

Al aplicar el método MOBS a la medida de una campimetría, nos damos cuenta de la complejidad que supone el hecho de tener muchas localizaciones del espacio a medir, a lo que se añade la variabilidad de la respuesta del observador.

Los puntos más críticos que se deben resolver son el tiempo total de medida y la correcta obtención del umbral a pesar de las respuestas erróneas de los observadores. Es prioritario por tanto minimizar el tiempo de medida al máximo posible, así como las posibilidades de error debidas al cambio de criterio de respuesta del observador. Para ello se han realizado un gran número de pruebas con algunos observadores (tanto teóricos como reales) y se han fijado algunas condiciones. A continuación se exponen las variaciones que se han llevado a cabo con respecto al MOBS original, explicando en cada caso su motivación.

Para mejorar la medida del umbral se implementaron los siguientes puntos:

- El estímulo inicial en las localizaciones espaciales numeradas con par o impar es diferente, para evitar la acumulación de estímulos no vistos al final de la medida, lo que haría que el observador perdiera atención. En los pares se comienza por el valor de sensibilidad más bajo y en los impares por la media de sensibilidades del rango.

- Una medida no finaliza si no hay al menos dos inflexiones de respuesta. Esta condición se añadió porque, si no se producen dos inflexiones en la respuesta, no se llega a calcular correctamente el umbral si el observador ha cambiado su respuesta por error (figs 3.13 y 3.14).



Figura 3.13 Ejemplo del error en las respuestas de un observador con una inflexión. Los círculos rojos son respuestas afirmativa (veo) y los azules negativas (no veo).



Figura 3.14 Representación de las respuestas de un observador con dos inflexiones. Los círculos rojos son respuestas afirmativa (veo) y los azules negativas (no veo).

Puede ocurrir que, en algún momento del proceso de medida,
los valores extremos del intervalo de trabajo sean iguales, lo que llevaría
a que el proceso de medida entrara en un bucle en el que el mismo

estímulo se repite un número elevado de veces hasta que se cumplen dos inflexiones en la respuesta (figura 3.15). Para evitar este efecto no deseado, en esta situación se amplía el intervalo de trabajo en un cuarto del valor del rango inicial tanto para el límite superior como el inferior, siempre y cuando estemos dentro del rango dinámico del dispositivo. Si nos encontramos ya en uno de estos valores o se supera al modificar el rango, se asignaría el valor del límite superior o inferior en cada caso.



Figura 3.15 Representación de las respuestas de un observador cuando los valores superior e inferior del intervalo quedan iguales y la respuesta se repite hasta que se produzca la segunda inflexión. Los círculos rojos son respuestas afirmativas (veo) y los azules negativas (no veo).

- En el caso que se presente un estímulo máximo o mínimo y éste sea visto o no visto, respectivamente, el rango se amplía en 5 dB por el límite superior, si el último valor visto era el valor superior del rango, y por el inferior en el caso contrario. De este modo evitamos que el umbral quede fuera del rango y haya que llegar a un punto de chequeo para comprobarlo.

Para disminuir la duración de la campimetría se han realizado los siguientes cambios:

- Comprobamos que los observadores que participaron en las pruebas previas no eran capaces de detectar estímulos más allá de 16 dB en la zona foveal, disminuyendo este valor en todos los casos hacia la periferia. Se decidió finalmente que nuestro rango de medida óptimo para comenzar fuera entre 0 y 14 dB. De este modo nos ahorramos comenzar por la sensibilidad de 40 dB precalculada en un principio.

 El número de respuestas consecutivas iguales tras las cuales se hace una comprobación del rango, se establece en tres en lugar de dos.
 Esto se hizo para reducir el tiempo total, ya que se comprobó que se alcanzaba un mismo umbral.

- El test se acaba siempre que se cumpla el requisito de haberse producido dos inflexiones y además una de las siguientes opciones:

A) Si entre un estímulo y el siguiente, con respuestas diferentes, hay una diferencia en la sensibilidad de como máximo 1dB, que es nuestro valor de tolerancia.

B) Si se presenta 3 veces, seguidas o no, un estímulo con sensibilidad cero y éste no es visto. No es necesario seguir testeando un punto en el cual la sensibilidad está tan cerca del límite generable por el dispositivo (figura 3.16).



Figura 3.16 Representación de las respuestas de un observador cuando presentamos estímulos con valor cero y no es capaz de detectarlo.

Con todas estas variaciones, el proceso de medida del umbral puede ir de 4 a un número elevado de presentaciones (ver figura 3.17), dependiendo de lo bien que haga la prueba, la concentración, fatiga etc.



Figura 3.17 Ejemplos del proceso de medida del umbral en un punto de la campimetría. A la izquierda un proceso corto y a la derecha uno largo.

Con las mejoras introducidas conseguimos reducir el tiempo medio de realización de la campimetría de 1 hora (en las pruebas iniciales) a 15 minutos. Se comprobó además que con un ordenador más
rápido se podía realizar la medida completa en menos tiempo (menos de 10 min). Pero cambiar a otro ordenador suponía iniciar de nuevo el proceso de caracterización debido al cambio de la tarjeta gráfica, por lo que se descartó esta opción en este punto del proyecto, pero sigue abierta para posteriores estudios.

<u>5 PARAMETROS DE CONTROL</u>

Además de los estímulos para medir el campo visual hemos introducido otros estímulos más para comprobar que el observador está realizando correctamente la tarea. Pasamos a describirlos a continuación.

5.1 CRUZ DE FIJACIÓN

En el centro de la imagen se proyecta una cruz de fijación cuyos brazos subtienden un grado y que tienen un grosor de 0.05 grados. Éste es el punto que servirá de referencia al observador, donde deberá mantener la mirada durante toda la prueba.

Universidud de .

5.2 FALSOS POSITIVOS

Es una presentación en la que no aparece ninguna variación en el campo visual, por lo que si el paciente señala que ve un estímulo es porque está respondiendo de forma aleatoria y obtendríamos un falso positivo.

Una tasa de falsos positivos mayor del 30% indicaría que la medida no es válida.

5.3 FALSOS NEGATIVOS

Es un estímulo de sensibilidad cero (contraste máximo) que se muestra en una localización donde anteriormente el observador ha respondido afirmativamente a un estímulo cualquiera. Si el observador no responde que ha visto el estímulo, es porque no está prestando atención a la prueba y no la realiza correctamente.

Si del total de falsos negativos, el observador no responde a más del 30%, la medida se considera no válida.

5.4 PERDIDAS DE FIJACIÓN

Para evaluar las pérdidas de fijación se envía un estímulo muy visible, en nuestro caso un estímulo en la misma dirección del espacio oponente en el que estemos haciendo la medida, pero con la intensidad máxima generable, a la posición del campo visual donde se encuentra el punto ciego del observador. Si el observador ve el estímulo es porque no está fijando la vista en la cruz central de fijación.

Si durante la prueba se visualizan más del 20% de los estímulos enviados a la mancha ciega, la prueba queda invalidada.

Cada observador tiene la papila localizada en una posición diferente. Sabemos dónde está situada aproximadamente la papila de un observador estándar con referencia a la fóvea, a 15° nasal y 2° superior²³, por lo que el escotoma fisiológico producido se obtendrá a 15° temporal y 2° inferior. Antes de realizar la prueba campimétrica se realiza un pequeño testeo de esta zona mediante estímulos cuadrados que subtienden un grado de diagonal. Se calcula así con buena aproximación

dónde estaría el centro de la papila, y ésta es la localización dónde se va a proyectar el estímulo control de pérdidas de fijación.

Aunque no se sobrepase el porcentaje establecido para cada uno de los parámetros de control, en el caso en el que obtengamos valores de error altos en dos o más parámetros la medida será poco fiable, y por tanto se puede considerar como no válida. En la prueba se mostrarán un máximo de 31 estímulos control: una cruz de fijación visible durante toda la prueba y 10 con las características de cada uno de los tres últimos parámetros. Salvo por la cruz de fijación, que está siempre presente, los estímulos de control se distribuyen aleatoriamente a los largo de la prueba.

6 ADAPTADOR

Para que todos los observadores partan del mismo estado de adaptación, se crea un adaptador que se previsualizará en el momento anterior a la medida de la campimetría. Para ello se implementó un estímulo que ocupara toda la proyección y que mostrara el fondo acromático que se utiliza como fondo de la campimetría (valores triestímulo: [30 30 30]) durante un periodo de tiempo de un minuto. Además, se añade una cruz de fijación con el fin de que se adapte la zona de la retina que se va a analizar (ver figura 3.18).



Figura 3.18. Apariencia del adaptador. Estímulo a pantalla completa, acromático de valores triestímulo [30 30 30] y cruz central de fijación.

7 INTERFAZ DE USO

Para simplificar el uso del Multicampímetro se creó una interfaz gráfica donde el usuario puede configurar algunas de las opciones de la medida:

1. Pantalla inicial (figura 3.19) donde podemos seleccionar:

• Calibrado espacial. Solo se completa en el caso de que se varíen alguna de las condiciones de altura y anchura de la pantalla o la distancia del observador.

• Rejilla de puntos. Carga los datos de la distribución de localizaciones espaciales que queramos, en nuestro caso: cuadrada o circular. A continuación se activa otro subapartado para seleccionar si queremos medir puntos del centro (20° centrales), de la periferia (entre 20° y el total) o todo.

• Tarea de detección. Debemos seleccionar el mecanismo a medir (R/G o B/Y), el tamaño del estímulo (constante o variable) y el ojo que se va a medir.

• Paciente nuevo-Abrir paciente. Como indica el nombre del botón, si ya tenemos el paciente guardado simplemente buscaremos el archivo y se cargarán los datos de su ficha. Si por el contrario vamos a introducir un paciente nuevo, al pulsar ese botón nos aparecerá una segunda pantalla para introducir los datos del paciente y medir la mancha ciega.

• Medida. Presionaremos este botón cuando todos los datos del paciente y de la campimetría estén calculados y/o cargados y se vaya a proceder a la medida.

Calibrado espac	ial	Tarea Deteccio	Tarea Deteccion			
Anchura Altura	cm cm	© R/G	© B/Y			
Distancia	mver	O T cte	© T(e)	Ţ		
Rejilla de puntos	iversi	da food	Aboran	Te		
Cuadrada		an <u>a ac</u>				
Circular		Paciente Nue	evo Abrir Pac	Abrir Paciente		

Figura 3.19 Menú principal del Multicampímetro.

2. Pantalla de **datos del paciente** (ver figura 3.20) donde habrá que cumplimentar un formulario con los siguientes apartados:

- Nombre y Apellidos
- Fecha de nacimiento.
- Datos de cada ojo por separado
 - o Graduación

 Mancha ciega. Al presionar este botón nos remite al test creado para tal fin. Una vez calculadas las coordenadas del punto ciego, almacena directamente el resultado en la ficha del paciente.

• Guardar. Se debe guardar siempre los datos del paciente y las posibles modificaciones antes de continuar con la medida de la campimetría.

Datos Pac	ciente			24			
Nom	bre			19 1			
Apelli	dos	<u>SII</u>	dL		ac	ant	
echa nad	cimiento	dd m	m yyyy	С	alcula e	dad	
HV	ers	102	$\mathbf{\theta}$	le A	110	an	Æ
atos OD-				Datos Ol-			
	esf	cil	eje		esf	cil	eje
Cerca	0	0	0	Cerca	0	0	(
Lejos	0	0	0	Lejos	0	0	0
		н	v			н	٧
Manel	ha ciega			Manch	a ciega		

Figura 3.20 Pantalla de recopilación de datos del Multicampímetro.

8. <u>REFERENCIAS</u>

- Flammer J, Drance SM and Fankhauer F. Differential light threshold in automatic static perimetry. Arch Ophthalmol 1984; 102: 876-879
- Wall M, Woodward KR, Doyle CK and Artes PH. Repeatability of Automated Perimetry: A Comparison between Standard Automated Perimetry with Stimulus Size III and V, Matrix, and Motion Perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009; 50:974-979
- Bengtsson B. A new rapid threshold algorithm for shortwavelength automated perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2003; 44:1388-94
- Normal inter subject threshold variability and normal limits of the SITA SWAP and full threshold SWAP perimetric programs. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2003; 44:5029-5034
- Rovamo J and Virsu V. An estimation and application of the human cortical magnification factor. Experimental Brain Research. 1979; 37:495–510
- Brainard DH. Cone contrast and opponent modulation color spaces. In Kaiser and Boynton, Human Color Vision, Optical Society of America, Washington, DC. 1996; 563-57
- Derrington AM, Krauskopf J and Lennie P. Chromatic mechanisms in lateral geniculate nucleus of macaque, J. Phisyol. 1984; 357, 241-265

- Morilla A, Antón A, Jiménez B, Rodríguez, Martínez V et al. ATD perimetry in glaucoma and ocular hypertensive patients. A preliminar study. EVER 2007, pp-64, PS3-448.
- Morilla-Grasa A, Antón A, Santamaría S, Capilla P and Gómez-Chova J et al. Contrast sensitivity differences between glaucoma, ocular hypertensive and glaucoma suspect patients found by ATD perimetry, ARVO 2009, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 2009. 50: Issue 5; E-Abstract 5290.
- Diez-Ajenjo MA. Capilla P. and Luque MJ. Red-green vs. Blueyellow spatio-temporal contrast sensitivity across the visual field, J Modern Opt. 2011; 58,:1736-1748
- Antón A, Capilla P, Morilla-Grasa A, Luque MJ, Artigas JM et al. Multichannel functional testing in normal subjects, glaucoma suspects, and glaucoma patients. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012; 53:8386-8395
- De Valois RL, De Valois KK and Mahon LE. Contribution of S opponent cells to color appearance. Proc Natl Acad Sci USA. 2000; 97:512-517
- Kalloniatis M, Ronald and Harwerth RS, Spectral sensitivity and adaptation characteristics of cone mechanisms under white-light adaptation, J Opt Soc Am A. 1990; 7(10):1912-1928
- Johnson CA, Chauhan C and Shapiro L. Properties of staircase procedures for estimating thresholds in automated perimetry. Inv Ophthalmol Vis Sci. 1992. 33:2967- 2974

- 15. Philipps JA, Zele AJ, Dang T and Vingrys J. Fast psychophysical procedures for clinical testing, Clin exp optom 2001; 84:264-269
- Hudson C, Wild JM and O'Neill EC. Fatigue effects during a single session of automated static threshold perimetry. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1994; 35:268-280
- Schaumberger M, Schafer B and Lachenmayr BJ. FASTPAC versus full threshold strategy of the Humphrey field analyzer. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1995; 36:1390-1397
- Bengtsson B, Olsson J, Heijl A and Rootzen H. A new generation of algorithms for computerized threshold perimetry, SITA. Acta Ophthalmol Vis Scand. 1997; 75:368-375
- Bengtsson B, Heijl A and Olsson J. Evaluation of a new threshold visual field strategy, SITA, in normal subjects. Acta Ophthalmol Scand. 1997; 76: 165-169
- Morales J, Weitzman M and Gonzalez M. Comparison between tendency-oriented perimetry (TOP) and octopus threshold perimetry. Ophthalmology. 2000; 107:134-142.
- 21. Anderson JA and Johnson CA. Comparison of the ASA, MOBS and Zest threshold methods. Vision Res. 2005; 46:2403-2411
- 22. Tyrrel RA and Owens DA. A rapid technique to assess the resting states of eyes and other threshold phenomena: the modified binary search (MOBS). Behaviour Research Methods, Instruments and Computers. 1988; 106:178-181
- 23. Hubel DH; Ojo cerebro y visión. Universidad de Murcia. 2000

CAPÍTULO IV Testeo

Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Universitat d'Alacant Universidad de Alicante

CAPÍTULO IV: TESTEO DEL CAMPIMETRO

En este apartado se describen los procedimientos llevados a cabo para testear el dispositivo; como analizar el funcionamiento de todas las configuraciones del campímetro supera los objetivos de la tesis, nos centraremos en una en particular: la rejilla cuadrada y tamaño constante que se introdujo en el Capítulo II de este manuscrito. Para llevar a cabo el testeo se necesita la colaboración de observadores reales. Se evalúan tanto la repetitividad del Multicampímetro como el patrón de normalidad obtenido en la medida de la sensibilidad de los mecanismos visuales oponentes cromáticos. Mientras no se especifique lo contrario, las medidas se han realizado con la configuración de estímulo de tamaño constante en nuestro dispositivo.

En el primer apartado se calcula la muestra necesaria, tanto para el análisis de la repetitividad como para el patrón. En los tres siguientes apartados se describe el protocolo de medida y los factores que podrían influir en los resultados. Los pasos a seguir en la medida de una campimetría serían comunes independientemente del objetivo, al igual que los efectos que pueden tener en el resultado un factor que debe ser corregido a priori, el desenfoque, así como la fatiga y el aprendizaje por medidas repetidas, que pueden aparecer por el hecho de que el paciente deba realizar varias pruebas. En los apartados siguientes se especificarán los criterios específicos requeridos para cada uno de los dos estudios, repetitividad y medida del patrón. Por último se muestran los resultados de sujetos con daños en los mecanismos cromáticos.

1. CÁLCULO DE LA MUESTRA

La fórmula para estimar el número de pacientes en un estudio estadístico es la que se detalla a continuación:

$$n = \frac{(1,96^2 \cdot S^2)}{d^2}$$
 ec.4.1

donde el factor 1.96 corresponde a un intervalo de confianza del 95%, S representa la varianza, que se supone conocida, y d es la precisión del aparato, que hemos fijado en 1 dB. En nuestro caso, al tratarse de un dispositivo de nuevo diseño, no disponemos de la información sobre la varianza, por lo que acudimos a la bibliografía para obtener los valores típicos de otros campímetros. Para casos con similares rangos dinámicos y valores de precisión (1 dB), la varianza resultaba ser alrededor de 2 dB, por lo que, con el propósito de dejar cierto margen, elegimos una varianza de 2.5 dB.^{1,2} Tras el cálculo resultó que necesitamos del orden de 25 pacientes para poder aplicar la estadística correctamente.³ Además es conveniente un reparto paritario por géneros, para que este factor no añada ningún sesgo a la muestra.

2. <u>PROTOCOLO DE MEDIDA</u>

Cada sesión comienza por una breve explicación al paciente, describiéndole las pruebas que se le van a realizar. Se le facilita un documento con esa breve explicación, que queda en su poder, y el impreso de consentimiento informado que debe firmar.

Tras refraccionar convenientemente y anotar la agudeza visual, los observadores han de realizar, de forma monocular, el test Farnsworth Munsell de 100 tonos con el fin de detectar posibles anomalías cromáticas. Este test debe realizarse bajo iluminante controlado, por lo que la prueba se lleva a cabo en una cabina de iluminación Macbeth con iluminante D65 (figura 4.1).



Figura 4.1 Cabina de iluminación Macbeth.

Ya en el Multicampímetro, se ocluye uno de los ojos, se coloca la graduación del paciente en el porta-lentes (cuando sea necesario) y se ajusta la mentonera para que esté cómodo. Mirando al centro de la pantalla, el observador debe percibirla entera sin que las lentes compensadoras o la propia mentonera recorten parte de la proyección. Se realiza el test de determinación del punto ciego y a continuación la campimetría, siguiendo las pautas descritas en el Capítulo III de este manuscrito.

Es necesario recordar a nuestro observador que debe mirar durante la medida al centro de la cruz de fijación, que no debe buscar los puntos periféricos con la mirada, que debe pulsar cuando perciba cualquier cambio en su campo visual y que es normal pasar algún tiempo sin ver nada.

3. DESENFOQUE

La tolerancia al desenfoque es una característica importante de los sistemas que precisan de corrección de la ametropía, ya que esta corrección siempre va a tener un mínimo de error. En un campímetro, además, la lente correctora puede introducir distorsiones, debido a las aberraciones de la lente, si es de elevada potencia, y a los efectos de recorte asociados con la montura de la lente.

Para poder comprobar la tolerancia de nuestro dispositivo realizamos a un observador campimetrías para los dos mecanismos cromáticos con diferentes desenfoques (0.50D, 1.5D, 2D y 3D) y hemos comparado dichos resultados con los que se obtienen sin desenfoque. Descartamos valores superiores a 3D, ya que el sujeto tenía dificultades para ver la cruz de fijación y, por tanto, para mantener una fijación estable a lo largo de la prueba.

En el análisis estadístico se utilizó el test de los rangos de Wilcoxon ya que nuestras muestras no son paramétricas, pero sí son muestras relacionadas. Los resultados (fig. 4.2) muestran que en ningún

caso la sensibilidad se ve significativamente afectada. Podemos afirmar que nuestro dispositivo tiene una buena tolerancia al desenfoque, por lo menos hasta 3 dioptrías.



Figura 4.2 Datos promedio de la sensibilidad para el mecanismo Rojo-Verde (RG) y para el Azul-Amarillo (BY) dependiendo del desenfoque del observador.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Wuerger, en el cual estudiaron la tolerancia al desenfoque para estímulos cromáticos isoluminantes en el eje Rojo-Verde y Azul-Amarillo y estímulos puramente acromáticos.⁴ Este resultado no es sorprendente, dada la baja sensibilidad de los mecanismos cromáticos a las altas frecuencias espaciales^{5,6}, ya que nuestros estímulos son de un tamaño relativamente grande (1^o) y tienen los bordes suavizados.

4. <u>EFECTO DE LA FATIGA Y EL APRENDIZAJE</u>

Previo al análisis de repetitividad del dispositivo era necesario establecer el número de repeticiones que debían llevarse a cabo, lo que implicaba realizar un número suficientemente alto de medidas antes de decidir ese número óptimo de repeticiones. Este análisis previo lleva asociados posibles efectos debidos al hecho de que el mismo observador repita la misma prueba: la fatiga y el aprendizaje.

En este estudio previo participaron dos observadores entrenados y de los que conocíamos, en otras pruebas similares, que tenían una buena fiabilidad en medidas repetidas. Realizaron 5 campimetrías cada uno, dejando pasar entre ellas un periodo de 30 minutos de descanso, tiempo habitual en la práctica clínica cuando se quiere repetir la campimetría al paciente. Cada uno de los observadores midió uno de los mecanismos: o el Rojo-Verde (RG) o el Azul-Amarillo (BY).

Como se muestra en la figura 4.3 no existe una tendencia de variación en la sensibilidad media al realizar varias campimetrías seguidas, y tampoco existe un aumento o disminución del tiempo de realización de las medidas que no sea la propia debida al azar.

Universidad de Alicante



Figura 4.3 Representación de la sensibilidad media (negro, eje izquierda) para cinco campimetrías, espaciadas en el tiempo 30 minutos, realizadas por dos observadores distintos, y el tiempo (naranja, eje derecha) empleado en cada una de ellas. Arriba para campimetrías RG y observador adulto y abajo para la campimetría BY y un observador joven.

Para comprobar si los pequeños cambios de sensibilidad eran significativos o no, se llevó a cabo un test estadístico para muestras no paramétricas relacionadas comparando los resultados punto a punto (test de Friedman para k muestras relacionadas y test de los rangos de Wilcoxon para comparación de dos muestras). Primero se utilizó el test de Friedman dónde se compararon todas las medidas punto a punto de cada observador concluyendo que para el paciente S1, que midió el test Rojo-Verde, no existen diferencias significativas entre las 5 medidas, en cambio para el paciente S2 sí existían diferencias (p=0.032). Para comprobar entre qué medidas las diferencias eran estadísticamente significativas se llevó a cabo el test de los rangos de Wilcoxon, resultando que solamente era diferente del resto la medida 3 (p1.3=0.008 p2.3=0.004, p3. $_4$ =0.025 p3.5=0.026). El hecho de que la medida 3 sea estadísticamente peor no es concluyente ya que no indica un cambio de fatiga ni de aprendizaje, lo más probable es que solo sea cuestión de azar.

A la vista de estos resultados, pudimos concluir que dos repeticiones eran suficientes para el análisis de repetitividad de nuestro dispositivo, y que un descanso de 30 minutos también era suficiente para evitar los efectos de la fatiga. No es aconsejable que una sesión de medida completa, entendiendo por ello el conjunto de las pruebas que deban ser realizadas, supere una hora de duración. En caso necesario, el observador realizará el resto de pruebas en otra sesión.

5. <u>REPETITIVIDAD</u>

Una característica necesaria para cualquier dispositivo de medida psicofísica es que los resultados obtenidos sean repetibles. Para ello hemos realizado una serie de medidas que nos evalúen si tenemos una buena repetitividad de las medidas, analizando tanto la precisión como la concordancia de los datos obtenidos.

• **Precisión:** La precisión de un dispositivo o un método clínico es un factor que se debe tener en cuenta cuando se realiza un estudio de comparación. Si un dispositivo tiene una precisión baja no tendrá una buena correlación con el resultado dado por otros dispositivos. La repetibilidad y reproducibilidad son dos rasgos de la precisión. La repetibilidad es la variabilidad en la repetición de las medidas de un observador cuando se asume que el resto de factores son constantes. La reproducibilidad es la variabilidad en la repetición de las medidas cuando uno o más factores, como el observador o el instrumento varía.⁷

En nuestro caso queremos saber si el resultado es el mismo cuando un observador realiza dos medidas en las mismas condiciones, estando separadas cierto periodo de tiempo, por lo que hemos de evaluar la repetibilidad del campímetro.

En el caso de que la muestra obtenida siga una distribución normal, el test que se emplea es el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC).⁸ Si la muestra no es normal (como es nuestro caso), debemos utilizar un test no paramétrico de muestras relacionadas: si se trata de dos muestras se aplica el test de Kruskall-Wallis y en el caso de más de una muestra el test de

Friedman. En estos tests lo más común es tomar un nivel de significatividad del 95%, esto es p≤0.05 valor que indica que no existe una diferencia significativa y que por lo tanto las medidas son repetibles.⁹⁻¹²

• Concordancia: La concordancia es la desviación de la linealidad de los datos obtenidos de una misma variable en dos tiempos distintos y se analiza mediante un test de gráficos. En el caso de la muestra normal, se utiliza el test Bland-Altman^{13,14} y en el caso de una muestra no normal el Passing-Bablock.¹⁵ Este último es el test que utilizaremos en esta tesis, ya que nuestros datos no son normales sino que tienen un sesgo, ya que el dispositivo tiene un límite inferior de sensibilidad (0 dB), que puede ser mayor que la sensibilidad real de algunos observadores en algunas zonas del campo. Teóricamente existirían sensibilidades por debajo de nuestra sensibilidad más baja medible, S=0, lo que implicaría valores de sensibilidad negativos. Ya que no es posible medir la sensibilidad real en estas localizaciones, se les asigna el valor 0 dB, por lo que existe una acumulación de localizaciones con sensibilidad nula, rompiendo así la distribución normal (ver figura 4.4).



Figura 4.4 Representación del sesgo que presentan los datos. Izquierda, distribución normal, derecha distribución cuando el valor mínimo de sensibilidad medible es el cero.

En los gráficos que se obtiene como resultado en este análisis (ver figura 4.5 para ejemplo) se representan los datos pareados de cada una de las variables. La pendiente de la recta de regresión (línea azul) es calculada como la mediana de todas las posibles pendientes de cada par de puntos. Se representan además el intervalo de confianza del 95%, (línea discontinua negra) y la recta de regresión ideal de pendiente 1 (línea roja). Los cálculos se han realizado mediante el software para Matlab realizado por Padoan (Andrea Padoan, Padova, Italy, July 2009), modificada por nosotros solo en algunos aspectos de la visualización gráfica.



Figura 4.5 Ejemplo de resultado del test Passing-Bablock. Se representa con círculos azules la sensibilidad de la primera medida frente al resultado de la segunda después de 30 minutos de descanso. La línea azul es la recta de regresión experimental y la roja la ideal. En línea discontinua negra se representan los límites del rango de confianza.

Para que lo datos sean concordantes se debe cumplir que la pendiente no sea significativamente diferente de 1 y que la intersección con el eje no sea significativamente diferente de 0. Es decir, si la línea de regresión de nuestros datos se encuentra dentro de los límites calculados existiría concordancia (figura 4.5) mientras que si se encuentra fuera no sería repetible. Si la pendiente es cero o infinito, el software utilizado no muestra resultados de los datos. Además la mayor parte de los puntos debe quedar entre los límites de confianza (líneas discontinuas negras) porque sino el resultado del test no es fiable.

5.1 OBSERVADORES

Los 51 observadores que participaron en el estudio tenían una edad media de 28±12 años. De ellos, 28 eran mujeres (15 para el mecanismo RG y 13 para BY) y 23 hombres (10 para el mecanismo RG y 13 para el BY).

Ninguno de los observadores había realizado una campimetría con este dispositivo ni conocía el funcionamiento del mismo. Cada uno de ellos midió dos campimetrías correspondientes al mismo mecanismo cromático oponente, el RG o el BY, en dos sesiones diferentes, separadas 30 minutos, para comprobar así la repetitividad a corto plazo. Como ya hemos comentado anteriormente, esta es una situación habitual en la consulta clínica cuando se ha de repetir una campimetría. El caso de repetibilidad a largo plazo está fuera de los objetivos de esta tesis, y será el objeto de un estudio posterior. A todos ellos se les midió el ojo derecho para intercalar ojos dominantes y no dominantes, siempre que dicho ojo cumpla los criterios de inclusión.

5.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Los pacientes debían cumplir el requisito de tener experiencia en tests psicofísicos, pero no en este campímetro. Se estableció como criterio de inclusión la ausencia de anomalías congénitas o adquiridas del la visión del color, patologías oculares y de medicación que pudiera alterar la percepción o la atención del paciente. La agudeza visual con compensación debía ser al menos 0.5 en escala decimal. Se admitió graduación en gafa entre +5 D y -5 D y un astigmatismo no superior a 3 D, para minimizar los errores debidos a la aberración de las lentes. Por último, se excluyeron los cuadros de drogadicción o alcoholismo.

5.3 RESULTADOS Y ANÁLISIS

Como ya hemos comentado al inicio de este apartado, para evaluar la repetitividad se llevaron a cabo dos test estadísticos para muestras no paramétricas: el test de Kruskal Wallis para evaluar la precisión y el test Passing- Bablock para evaluar la concordancia

El primer análisis realizado consiste en valorar los datos pertenecientes a todos los pacientes en cada localización espacial:

• El test **Kruskal Wallis** indica que el campímetro era repetible en todas las localizaciones (p>0.05) para ambas campimetrías, excepto en dos casos:

- para el campo RG no es repetible la localización de coordenadas (-3.7235, 8.5107); con un p-valor de 0.0125,
- para el campo BY no es repetible la localización: (11.17, -14.185); p=0.0223,

Dichos puntos no pertenecen a ningún punto particular del campo visual de los observadores.

• Con el test **Passing-Bablok** también se observa un comportamiento concordante en todas las localizaciones del campo BY y en todas las del campo RG excepto en 3 localizaciones (anexos A.7 y A.8), que

no coinciden con las localizaciones no repetibles en el apartado anterior y son las que siguen:

- el test no pudo calcular el resultado para dos localizaciones de la periferia: (3.72, 25.5) y (-26.1, -14.2), donde no se pueden calcular los límites de confianza dado que la recta de ajuste de los puntos pertenecientes a las sensibilidades es horizontal.
- en la figura 4.6 se observa como la localización (11.2, 19.9)
 no es concordante ya que la línea de ajuste está fuera de los límites de confianza del 95%.



Figura 4.6 Resultado del test Passing-Bablock en el caso de la localización (11.2, 19.9) del mecanismo RG.

En este caso los puntos no repetibles para el mecanismo RG pertenecen a la periferia, mientras que para el BY no representa ningún punto especial de la campimetría. Además se observa, sobre todo en el patrón RG (figura 4.7), que cuando la sensibilidad es muy baja hay más variabilidad entre la primera y la segunda medida que cuando la sensibilidad es mayor, sin importar la localización que se esté evaluando. En la figura 4.7 podemos apreciar que hay más puntos fuera de los límites en la zona de sensibilidades bajas.



Figura 4.7 Ejemplo del resultado del test estadístico Passing-Bablock para la localización (-26.1, 8.51) para el mecanismo RG.

En general, en el centro del campo visual la variabilidad es más baja ya que los límites de confianza tienen un rango menor, mientras que en la periferia los límites coinciden con los ejes de coordenadas de las gráficas del test Passing-Bablock en muchos casos.

• En un segundo análisis se han agrupado las localizaciones espaciales según zonas de sensibilidad similar. El criterio para la

Testeo

agrupación de las zonas se describe en detalle en el apartado 6.3.3, pero adelantamos aquí el resultado de las dos agrupaciones con las que se va a trabajar: una primera agrupación según excentricidades con la misma sensibilidad (un total de 4 anillos para el campo RG y un total de 3 anillos para el campo BY) y una segunda agrupación según regiones de igual sensibilidad en cada cuadrante (un total de 11 regiones para el mecanismo RG y de 7 regiones para el BY). En este caso también se aplican los mismos tests para evaluar la repetitividad.

• Según el test **Kruskal Wallis** resultó que el campímetro era repetible en todas las regiones y anillos, para ambos mecanismos RG y BY.

• Según el test **Passing-Bablok** también se observa un comportamiento concordante en todas las localizaciones (figura 4.8, anexo A.9), ya que en todos los casos la recta de regresión se encuentra dentro de los límites de confianza.



Figura 4.8 Ejemplo del resultado del test Passing-Bablock de una de las regiones de sensibilidad similar pertenecientes al mecanismo RG.

Tanto en el análisis de las regiones como en el de los anillos, los resultados muestran que las medidas son repetibles. Pero, como se puede comprobar en los gráficos, una cantidad no despreciable de puntos están situados fuera de los límites de confianza. Este hecho nos impide, a pesar de los resultados, afirmar que al realizar estas agrupaciones resulten zonas de igual repetitividad.

6. <u>PATRÓN</u>

Cualquier dispositivo experimental que vaya a ser utilizado para la detección de patologías o anomalías, necesita de una base datos de observadores normales agrupados por edades. Esta base constituye el patrón de normalidad, que sirve para determinar si los resultados obtenidos por una persona con una patología estarían dentro o fuera de la normalidad para el rango de su edad. El objetivo de este estudio es comprobar que un observador patrón de observadores jóvenes y sanos, determinado con este dispositivo, muestra las características básicas que, según la bibliografía, esperaríamos de las campimetrías de los mecanismos RG y BY.

6.1 OBSERVADORES

En este apartado participaron observadores entre 20 y 40 años (28±7 años), con el fin de tener una horquilla de edad que no fuera muy extensa, ya que los estudios previos indican que los cambios fisiológicos en el sistema visual humano que se producen con la edad afectan a los caminos visuales. Los cambios con la edad en los mecanismos cromáticos

Testeo

han sido bien estudiados con estímulos estacionarios¹⁶⁻¹⁸, modulados en el tiempo, con campos espacialmente uniformes¹⁹ y con estímulos espacio-temporales^{20,21}, a pesar de que la región extrafoveal ha sido estudiada²²⁻²⁴, no existen estudios con la edad en la periferia del campo visual.

Los observadores ya habían realizado anteriormente alguna campimetría o alguna prueba de medida de umbrales que dotase al observador de un grado de experiencia mínima en la realización de perimetrías. Participaron un total de 55 sujetos, de los cuales 25 eran hombres (12 realizaron el campimetría correspondiente al mecanismo RG y 13 al mecanismo BY) y 30 mujeres (18 en el mecanismo RG y 12 en el BY).

6.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Se incluyeron pacientes sin anomalías congénitas o adquiridas de la visión del color, libres de patologías oculares, sin medicación que pudiera alterar la percepción o la atención y con una agudeza visual con compensación de al menos 0.8 en escala decimal. La graduación en gafa se limitó de nuevo entre +5 D y -5 D, con un astigmatismo no superior a 3 D, para minimizar los errores debidos a la aberración de las lentes. También se excluyeron cuadros de drogadicción o alcoholismo.

En el caso de la elaboración de un observador patrón la exigencia de la AV es mayor, porque es necesario que los observadores no tengan problemas neurales u ópticos que puedan afectar a la sensibilidad.

6.3 RESULTADOS Y ANÁLISIS

Representamos los resultados experimentales de sensibilidad, eliminando en cada localización los valores de sensibilidad extrema, es decir, los que no se encuentran dentro del intervalo definido por la media $\pm 1.98\sigma$, siendo σ la desviación estándar de la muestra. De este modo quedan los valores que se encuentran en el intervalo del 95% de confianza de la muestra.

Para poder analizar mejor los campos visuales, se promediaron los umbrales de cada localización espacial de todos los observadores. Finalmente se representa gráficamente la superficie. Los valores más bajos de sensibilidad se han codificado en colores fríos y los más altos con colores cálidos (figuras 4.9 y 4.10).

En el caso del campo visual perteneciente al mecanismo oponente RG (figura 4.9) se observa que la sensibilidad es máxima en el centro del campo visual y va disminuyendo rápidamente hacia la periferia, siguiendo una forma parecida a un cono. Si obviamos el entorno de la mancha ciega (cercana a la mancha ciega teórica marcada con un recuadro negro) que distorsiona la zona temporal del campo, vemos cómo precisamente la parte temporal es más sensible que la nasal y la inferior más sensible que la superior.

Como se ve en la figura 4.10, en el campo correspondiente al mecanismo Azul-Amarillo la zona central no es la más sensible, sino que el máximo se sitúa en la zona temporal superior, para una excentricidad de 11°. En este caso la sensibilidad cae más lentamente que en el caso del campo RG. Si de nuevo obviamos la zona de la mancha ciega vemos que,

Testeo

al igual que en el patrón RG, el campo temporal es más sensible que el nasal y el inferior más sensible que el superior.

Todos los resultados obtenidos concuerdan con los estudios previos realizados²⁵, a excepción del máximo de sensibilidad en el mecanismo BY. Cabrían varias explicaciones a este hecho: que fuese un artefacto de la creación de los estímulos o del calibrado (por ejemplo, que determinados estímulos fuera de fóvea, por errores de reproducción, contuvieran señales acromáticas más visibles que las cromáticas, lo que comprobamos finalmente que no ocurría), que la cruz de fijación disminuyera la sensibilidad en el centro en mayor grado que para el canal Rojo-Verde, o que debido a la ausencia de conos azules en foveola y al efecto del pigmento macular, la sensibilidad en fóvea fuera menor (este hecho ya lo contempla Díez-Ajenjo en su estudio para ciertas campimetrías analizadas).²⁵

Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 4.9 Mapas de sensibilidad en función de la posición en el campo visual para el observador promedio en el caso del mecanismo oponente Rojo-Verde en tres dimensiones (arriba) y dos dimensiones (abajo). Los colores cálidos representan una sensibilidad mayor.



Figura 4.10 Mapas de sensibilidad en función de la posición en el campo visual para el observador promedio en el caso del mecanismo oponente Azul-Amarillo en tres dimensiones (arriba) y dos dimensiones (abajo). Los colores cálidos representan una sensibilidad mayor.

6.3.1 Variación de la sensibilidad con la excentricidad

Siguiendo con la idea de Diez-Ajeno et al.²⁵ se decidió calcular la velocidad de caída de la sensibilidad desde el punto de sensibilidad máxima. Para ello se ha representado la sensibilidad promedio normalizada en función de la excentricidad, separando por hemicampos o por cuadrantes (figura 4.11). Se han comparado, por un lado, los hemicampos temporal-nasal y por otro el superior-inferior para ambos mecanismos cromáticos.



Figura 4.11 Hemicampos temporal-nasal, superior-inferior y cuadrantes en el caso de un ojo derecho.

Con el fin de poder comparar la sensibilidad de ambos mecanismos, se ha optado por normalizar los valores a la unidad. A continuación se han ajustado dichos datos mediante una función exponencial con dos ramas, bien una para la parte temporal (rama positiva) y otra para la parte nasal (rama negativa), bien una para la parte superior (rama positiva) y otra para la inferior (rama negativa) del campo, según el estudio en curso. La ecuación de ajuste corresponde a la siguiente expresión:

Testeo

$$f(\varepsilon,\varepsilon_0,x_1,x_2) \begin{cases} \varepsilon^{-|\varepsilon-\varepsilon_0|/x_1} & \varepsilon > = \varepsilon_0 \\ \varepsilon^{-|\varepsilon-\varepsilon_0|/x_2} & \varepsilon < \varepsilon_0 \end{cases}$$
ec.4.2

donde ε es la excentricidad en grados de los datos experimentales, ε_0 , es la excentricidad correspondiente a la sensibilidad máxima y x₁ y x₂ son los parámetros del ajuste a partir de los cuales se puede calcular la velocidad de caída con la excentricidad en la posición de sensibilidad máxima. Los parámetros de ajuste se calcularon por el método de mínimos cuadrados, usando la función *lsqcurvefit* de Matlab. Como hemos dicho a partir de esta fórmula se puede calcular la velocidad de caída (v₀) en el punto más sensible de un mecanismo, quedando que dicha velocidad es la inversa del parámetro x₁ o x₂ en cada caso (ver ecuación 4.3).

$$v = \left| \frac{\partial f}{\partial \varepsilon_0} \right|_{\varepsilon = \varepsilon_0} = \begin{cases} \frac{1}{x_1} & \varepsilon > = \varepsilon_0 \\ \frac{1}{x_2} & \varepsilon < \varepsilon_0 \end{cases}$$
ec. 4.3

En el estudio de Diez-Ajenjo²⁵ se analizaron las asimetrías temporal-nasal de los mecanismos cromáticos, fijando el punto de mayor sensibilidad en el centro del campo visual. Encontraron que cuando la frecuencia temporal y espacial del estímulo mostrado es 0, existe una asimetría entre los hemicampos nasal-temporal, siendo ésta mayor en el mecanismo BY. Para ambos mecanismos, la sensibilidad caía más lentamente en el hemicampo temporal que en el nasal y además la
velocidad de caída del mecanismo RG era mayor que el BY. Para el presente estudio se han introducido algunos cambios: se ha dejado la localización de mayor sensibilidad como parámetro de ajuste libre (no debemos presuponer dónde se encuentra el punto de máxima sensibilidad, es necesario calcularlo a partir del ajuste de los datos) y se han analizado además los datos de los hemicampos superior-inferior y por cuadrantes.

Los resultados obtenidos se pueden ver en las figuras 4.12 y 4.13. En la primera se han representado los ajustes para el mecanismo RG y el BY por separado, y en la segunda aparecen los mismos ajustes para el hemicampo temporal-nasal y el superior-inferior por separado. Si diferenciamos temporal-nasal (círculos y línea opaca) y superior-inferior (circunferencias y línea semi-transparente), se comprueba que no existe apenas diferencia entre ambas zonas en el caso del mecanismo RG y que en cambio el campo del mecanismo BY es más asimétrico (figura 4.12 a). La localización de mayor sensibilidad en el caso del RG es prácticamente el punto central (figura 4.12 b) y a partir de ahí la sensibilidad disminuye con la excentricidad. En el caso del BY el punto de máxima sensibilidad está desplazado hacia el lado temporal y ligeramente superior (figura 4.13 a). Comprobamos que la velocidad de caída en el caso del mecanismo BY es mucho más lenta que en el RG en cualquier dirección del espacio (figura 4.13 b). Este hecho no coincide con algunos estudios previos, lo que discutiremos en el siguiente apartado.



Figura 4.12 Curvas Sensibilidad Normalizada vs. Excentricidad para el patrón a) RG y b) BY. Las líneas representan los resultados del ajuste con la función exponencial. Datos nasal-temporal en círculos y línea opaca y datos de inferior-superior con circunferencias y línea semitransparente.



Figura 4.13 Comparación por hemicampos de las curvas Sensibilidad Normalizada vs. Excentricidad de los mecanismos RG (rojo) y BY (azul). a) Hemicampos temporal-nasal. b) Hemicampos superior-inferior.

Tabla 4.1. Parámetros del ajuste de la función exponencial. v₀ es la velocidad de caída en la posición de máxima sensibilidad (grados⁻¹), ε₀ es la excentricidad en grados de la posición de mayor sensibilidad, ECM es el error cuadrático medio del ajuste. Los hemicampos se codifican como: T temporal, N nasal, S superior e I inferior.

	vº (1/grado)			εο (gra	ndos)	ECM		
	Т	Ν	S	Ι	T-N	S-I	T-N	S-I
RG	0.04	0.06	0.05	0.05	-1	-1	0.01	0.002
BY	0.01	0.03	0.02	0.01	-8	2	0.02	0.08

Si analizamos los resultados de la tabla 4.1 se aprecia que la caída de la sensibilidad con la excentricidad es más rápida en la zona nasal que en la temporal para ambos mecanismos y en la zona superior más que en la inferior, hecho que ya se corroboraba en la literatura descrita al comienzo de este apartado.

Además se realizó un ajuste independiente para cada uno de los cuadrantes (figura 4.14 y tabla 4.2), concluyéndose que en todos ellos la velocidad de caída de la sensibilidad con la excentricidad es prácticamente igual para ambos observadores patrón. Cabe destacar, en el mecanismo BY, que el máximo de sensibilidad en el cuadrante 1 (cuadrante superior-nasal) no se corresponde con el centro, sino con un punto situado a unos 5 grados. Además, los cuadrantes 2, 3 y 4, a pesar de tener la misma velocidad de caída en el punto de máxima sensibilidad, en la periferia los cuadrantes 3 y 4 (inferiores) difieren del cuadrante 2, pareciéndose más al cuadrante 1.



Figura 4.14 Ajuste por cuadrantes: cuadrante 1 en color rojo, cuadrante 2 en verde, cuadrante 3 en negro y cuadrante 4 azul, para a) mecanismo RG y para b) mecanismo BY.

Tabla 4.2 Parámetros del ajuste exponencial para los cuatro cuadrantes en ambos mecanismos cromáticos. v₀ es la velocidad de caída en la posición de máxima sensibilidad, ε_0 es la posición en grados de la localización de mayor sensibilidad, ECM es el error del ajuste.

	LIn	RG	at d	ВҮ			
	vo(1/grado)	εo (grados)	ECM	vo(1/grado)	εo (grados)	ECM	
1	0.04	0.5	0.01	0.02	5.5	0.01	
2	0.04	0.6	0.01	0.02	1.9	0.02	
3	0.04	0.2	0.01	0.02	2.6	0.01	
4	0.04	0.4	0.01	0.02	2.9	0.02	

6.3.2 Asimetrías del campo visual

Las diferencias encontradas en la velocidad de caída entre los hemicampos superior-inferior y temporal-nasal nos hicieron plantearnos la necesidad de comprobar su nivel de significatividad. Para ello se han realizado las medias de la sensibilidad por paciente y por hemicampo, comparando cada hemicampo con un test estadístico de muestras relacionadas. Tras realizar un test de Kolmogorov-Smirnoff y comprobar que todas las muestras seguían una distribución normal, se realizó el test de Student para muestras pareadas. En la tabla 4.3 se muestran los resultados para el promedio de las medias de cada hemicampo y la desviación estándar de la medida. Para ambos patrones existen diferencias significativas entre el hemicampo superior e inferior (p=0.03 para el RG, p=0.00 para el BY), siendo más sensible la parte inferior del campo en ambos casos. Si comparamos los hemicampos nasal y temporal, también existen diferencias significativas (p=0.04 en el caso del RG y p=0.00 en el BY), siendo más sensible el hemicampo nasal para los dos mecanismos visuales estudiados.

Tabla 4.3 Sensibilidad promedio y desviación estándar, en dB, de cada paciente en el caso del hemicampo superior (sup), inferior (inf), temporal (temp), nasal (nas) y los cuatro cuadrantes 1, 2, 3 y 4 (C1, C2, C3 y C4), Los datos corresponden a ambos mecanismos Rojo-Verde (RG) y Azul-Amarillo (BY).

	sup	inf	temp	nasal	C1	C2	C3	C4
RG	2.6±0.7	3.3±0.8	2.7±0.6	3.2±0.9	2.8±0.9	2.4±0.8	2.9±0.9	3±1
BY	6±1	6.5±0.9	5.0±0.8	6±1	6±1	5±1	6±1	7±1

El mismo estudio se realizó comparando los cuadrantes contiguos, por parejas, obteniendo que para el patrón RG existen diferencias significativas entre todos los cuadrantes a excepción de la pareja de cuadrantes 1-2 (p2-3=0.02, p3-4=0.02 y p1-4=0.01), mientras que en el caso del patrón BY existirían diferencias significativas entre los cuadrantes 2-3 y entre 3-4 (p=0.00 en ambos casos).

Si comparamos los resultados obtenidos a partir de la velocidad de caída con los obtenidos en este apartado de asimetrías, no alcanzamos las mismas conclusiones. Esto es debido a que para la velocidad de caída se han utilizado los datos del promedio de todos los pacientes separados por excentricidades y después se ha comparado, y en el apartado de asimetrías se ha promediado el hemicampo o cuadrante y se ha comparado cada paciente consigo mismo. Además, se observa que en el ajuste de la velocidad de caída existe mucha dispersión de los datos, sobre todo para el mecanismo BY. Deducimos que el estudio de las asimetrías es más sensible a las variaciones que el del cálculo de la velocidad de caída.

6.3.3 Regiones de igual sensibilidad

A continuación se comprobó si existían regiones naturales de igual sensibilidad para cada uno de los campos. Para ello, realizamos un post-hoc sobre el test Kruskal-Wallis, con el criterio de Tukey-Krammers. Los cálculos se realizaron con la función *multcompare* de Matlab. Este test proporciona gráficas donde, para cada muestra, nos representa la media (círculo) y el intervalo de confianza de la misma (segmento horizontal). En nuestro caso (figuras 4.15) se ha representado en azul el resultado para el punto central (fóvea) y en rojo el resto de puntos, excentricidades o regiones según sea el caso. Para evaluar si dos muestras son diferentes o no, se ha de determinar si los segmentos que representan a los intervalos de confianza se solapan. Si no se solapan (o prácticamente no lo hacen) podemos considerar las muestras como diferentes.

Para comenzar, se buscaron diferencias significativas entre localizaciones y se representó gráficamente el resultado del test de comparaciones múltiples, buscando agrupaciones de puntos que pareciesen diferir significativamente de las localizaciones vecinas (ver figura 4.15).



Figura 4.15 Análisis de los rangos de Wilcoxon punto a punto para a) el patrón RG y b) el patrón BY.

Como en este caso no aparecían agrupaciones muy marcadas, decidimos probar las agrupaciones por excentricidades. En la imagen superior de las figuras se muestran las agrupaciones realizadas agrupadas mediante la línea verde. En la imagen central se ilustra que efectivamente es posible dividir el campo en cuatro anillos concéntricos para RG (figura 4.16) y en tres en el caso del campo BY (figura 4.17), comprobando que las muestras con esta agrupación no se solapan y tomando el punto central como una localización aparte. En la figura 4.16 a y 4.17 a se muestran coloreadas aquellas localizaciones espaciales del campo visual que pertenecen a cada uno de los anillos de igual sensibilidad para cada uno de los mecanismos.

Universitat d'Alacant Universidad de Alicante



Figura 4.16 Análisis de los rangos de Wilcoxon para el patrón RG a) ordenados los datos por excentricidad, b) agrupación por anillos concéntricos y c) representación de los anillos de igual sensibilidad.



Figura 4.17 Análisis de los rangos de Wilcoxon para el patrón BY a) ordenados los datos por excentricidad, b) agrupación por anillos concéntricos y c) representación de los anillos de igual sensibilidad.

A continuación decidimos ver qué comportamiento obteníamos si separábamos los resultados por cuadrantes. El resultado se muestra en las siguientes figuras 4.18 y 4.19, donde podemos ver en primer lugar el valor del centro y a continuación 4 nubes de puntos correspondientes a las 45 localizaciones espaciales experimentales. Se han ordenado las localizaciones por excentricidad de cada cuadrante, que aparecen según el orden contrario a las agujas del reloj y comenzando por el cuadrante superior derecho. A continuación se agruparon los puntos que obtenían umbrales de sensibilidad similar, obteniendo finalmente las regiones que se muestran en las figuras 4.16 b y 4.17 b. En las figuras 4.6 c y 4.17 c nuevamente podemos observar coloreadas las diferentes regiones de igual sensibilidad del campo visual para ambos mecanismos.

Cada uno de los cuadrantes presenta un comportamiento diferente. En el caso del campo RG, el cuadrante 1 se puede subdividir en 2 zonas, el 2 en 3, el 3 en 3 y el 4 en 3 (figura 4.18 c). El campo BY en cambio, al presentar más homogeneidad en su umbral con respecto a la excentricidad y cuadrante, resulta que permite subdividir el cuadrante 1 en 2 zonas, el 2 en 2, el 3 en 2, mientras que el 4 no presenta subdivisiones (figura 4.19 c).



Figura 4.18 Análisis de los rangos de Wilcoxon, a) ordenados los datos por cuadrante y excentricidad, b) agrupación por regiones, c) representación de regiones de igual sensibilidad por cuadrante, patrón RG.



Figura 4.19 Análisis de los rangos de Wilcoxon, a) ordenados los datos por cuadrante y excentricidad, b) agrupación por regiones, c) representación de regiones de igual sensibilidad por cuadrante, patrón BY.

Testeo

El número y tipo de regiones también nos da una descripción de las asimetrías del campo (un número distinto de regiones por cada cuadrante es un signo de asimetría) y de la velocidad de variación de la sensibilidad con la excentricidad en ese mecanismo (un número menor de regiones indica un cambio más suave). Con este segundo criterio, los cambios en el campo son más rápidos en los cuadrantes nasales que en los temporales, y en los superiores más que en los inferiores.

7. EFECTO DE LA CRUZ DE FIJACIÓN

Algunos de los observadores indicaron, tras realizar la medida de la campimetría, que no habían visto o habían visto muy pocos estímulos en fóvea cuando el mecanismo medido era el Azul-Amarillo. Dado que la cruz de fijación era del mismo tamaño que el estímulo, nos planteamos si existía algún tipo de efecto inducido por la cruz de fijación en el resultado de la sensibilidad del sujeto en cada uno de los mecanismos estudiados. De darse este efecto en el canal azul-amarillo, podría explicar, en parte, la depresión local de sensibilidad que se observa en el observador patrón en el entorno de fóvea para este mecanismo. Para ello se realizaron, con dos observadores, medidas de fóvea con diferentes estímulos de fijación: 20 con la cruz utilizada en el campímetro, 20 con una cruz más pequeña (subtendiendo 0.4°) y 20 con 4 puntos externos a la localización central colocados en los vértices de un rombo regular a 5° del centro.

Al realizar la medida mostrando sólo el estímulo central, es más fácil mantener la fijación central que cuando se está realizando la

253

campimetría completa. Para que la medida fuese más real, pero no mucho más larga, se incorporaron las cuatro localizaciones contiguas a la localización central y además se mostraron los estímulos de control habituales (falsos positivos, falsos negativos y pérdidas de fijación).

Debemos aplicar un test de hipótesis para determinar si hay diferencias significativas entre las medidas obtenidas con y sin estímulos de fijación que ocluyan la fóvea. Para este análisis, primero se comprobó que las medidas seguían una distribución normal con un test de Kolmogorov-Smirnov y se llevó a cabo el test de Levene para determinar si las varianzas eran iguales. A continuación se utilizó una prueba ANOVA para comparar todas las medidas y, en el caso de que existiesen diferencias significativas, si las varianzas eran iguales se llevó a cabo un test multicomparativo de Bonferroni y si eran diferentes el test de Tamhane's T2.

Tabla 4.4 Resultado de la sensibilidad para dos observadores (S1 y S2) de su sensibilidad central en los mecanismos cromáticos al medir con diferentes estímulos de fijación, cruz utilizada en el campímetro (cruz), cruz pequeña (cruz_P) y rombo.

		S1 (dB)			S2 (dB)		
	cruz	cruz _p	rombo	cruz	cruz _p	rombo	
RG	10±2	11±3	12±3	10±3	11±3	11±3	
BY	11±5	11±4	10±5	10±3	13±3	13±5	

Los resultados de sensibilidad pueden verse en la tabla 4.4. El análisis estadístico muestra que para el primer observador (S1) hay cambios significativos en el mecanismo RG (p=0.02) entre las medidas realizadas con cruz de fijación utilizada en todas las campimetrías y el rombo (p=0.02), siendo la sensibilidad promedio mayor con el estímulo del rombo. En el caso del segundo observador (S2), el test ANOVA muestra que existen diferencias significativas (p=0.015) en el mecanismo BY, en el sentido de que utilizar la cruz original es estadísticamente peor que utilizar una cruz más pequeña o un rombo externo (p=0.05 y p=0.02 respectivamente). Se obtuvo que para algunos observadores la sensibilidad era mayor con el rombo que con la cruz utilizada, hecho que podría demostrar por qué algunas sensibilidades son menores de lo esperado en el centro, sobre todo para el mecanismo BY. Aunque hemos modificado el software del Multicampímetro para que se pueda elegir el estímulo de fijación, hemos de ser conscientes de que el efecto beneficioso de reducción del enmascaramiento de las medidas que tendría el uso del rombo como estímulo de fijación se ve contrarrestado por el riesgo de que haya más pérdidas de fijación que con la cruz.

8. <u>MEDIDAS EN SUJETOS CON DAÑOS, REALES O</u> <u>SIMULADOS, EN LOS MECANISMOS CROMÁTICOS</u>

El objetivo de un test psicofísico de diagnóstico es que sea capaz de identificar como sujetos sanos los que lo son (especificidad) y detectar pacientes patológicos como diferentes a los sanos (sensibilidad). Un testeo completo del dispositivo en este sentido sería el objeto de una nueva tesis, con lo que excede los límites del presente trabajo. Sin embargo, sí hemos realizado una serie reducida de pruebas con pacientes reales, con problemas diagnosticados y detectables por otros tipos de perímetros, y que nuestro dispositivo debería detectar, si funciona correctamente:

- un sujeto con una cicatriz en la retina,

- una persona de 65 años, para evaluar la afectación del amarilleamiento del cristalino (este caso y el anterior participaron en el estudio de repetitividad del dispositivo y por eso sólo disponemos de la campimetría de un mecanismo para cada una de ellos),

- un paciente joven con una deficiencia en la discriminación cromática simulada mediante filtro de color amarillo,

- dos personas jóvenes sanas, que no forman parte del patrón, para corroborar que se encuentran dentro de la normalidad. Con el fin de realizar otra comprobación del efecto del desenfoque que se estudió en el apartado 3, añadimos las campimetrías con 3 D de desenfoque.

Para analizar los resultados de cada observador se han comparado los resultados obtenidos en la medida con los resultados del patrón de normalidad. Se ha programado en Matlab® una función para que con los datos experimentales analice los diferentes índices estadísticos y mapas de representación de sensibilidad y probabilidad:

• **Defecto medio (MD)**: Es la media de las diferencias de la sensibilidad en cada punto, entre la campimetría a analizar y el patrón de normalidad. Si es negativo significa que existe una disminución generalizada de la sensibilidad.

• Desviación estándar del patrón (PSD): Es la desviación de las diferencias de la sensibilidad en cada punto, entre la

256

Testeo

campimetría a analizar y el patrón de normalidad. Es sensible a las irregularidades del campo y nos dice si las pérdidas son localizadas o no (un valor alto significa que las pérdidas son localizadas). Sabemos que es importante analizar la combinación entre los índices MD y PSD, ya que un elevado PSD y un valor normal de MD nos revela que tenemos un daño localizado pero que no afecta a la sensibilidad global.

• **p(MD)**: Es la significación de las diferencias entre el sujeto problema y el patrón. Valores p<0.05 indican sospecha de que el paciente es patológico. Si p>0.05 no se puede descartar la normalidad.

• **p(PSD)**: Es la significación de la desviación de las diferencias entre el sujeto problema y el patrón. De nuevo, si p<0.05 indica sospecha de patología, y si p>0.05 no descarta la normalidad.

• **Mapa de sensibilidades**: Mapa que representa el valor de la sensibilidad en decibelios del sujeto, medida para cada localización.

• **Mapa de diferencias**: Mapa que representa la diferencia en decibelios entre el paciente y el patrón promedio.

• Mapa de probabilidad de las diferencias: Mapa que nos codifica en escala de grises (figura 4.20) la probabilidad de que las diferencias encontradas en nuestro sujeto con respecto al patrón estén dentro de la normalidad. Con este mapa podemos observar a simple vista las disminuciones de sensibilidad generales.

257

Probability Symbols
p<0.005
p<0.01
p<0.02
□ p<0.05
□ p>0.05

Figura 4.20 Leyenda de los mapas de probabilidad, se codifica en colores desde negro a blanco según la probabilidad de que el valor medido del sujeto se encuentre dentro de la normalidad para su edad.

• Mapa de diferencias de sensibilidad corregido: Mapa de sensibilidad normalizado a la localización del séptimo mejor valor de sensibilidad del paciente. Es decir, se mira el 7º punto con mejor sensibilidad del paciente y se iguala al valor que tiene ese mismo punto en el patrón de normalidad, y el resto de puntos se cambian con la misma relación.

• Mapa probabilidad de diferencias corregido: Mapa que nos codifica en escala de grises la probabilidad de que las diferencias corregidas encontradas en nuestro sujeto con respecto al patrón estén dentro de la normalidad Con esta modificación analizamos mejor las pérdidas localizadas.



Caso 1: Hombre de 51 años con cicatriz en la retina del ojo derecho. Mecanismo BY

PSD:2.0 pSD:1

MD:-4.0447 pMD: 0

x (degrees)

Si analizamos los campos visuales vemos que existen pérdidas absolutas de sensibilidad respecto del patrón en el mapa de diferencias, que pueden ser debidas a que el sujeto es de una edad superior a la de nuestra base de sujetos normales. El índice MD es negativo, lo que indica que la sensibilidad media del sujeto es menor que la del patrón de normalidad y además resulta ser significativa ya que pMD es 0. Una vez compensada la pérdida global de sensibilidad, no aparecen nuevas pérdidas localizadas, al contrario de lo que cabría esperar, por lo que, o las pérdidas de sensibilidad en la cicatriz de la retina no son destacables para el mecanismo BY, o nuestro dispositivo no es lo suficientemente sensible para detectarlas.

ad de Alicante



Caso 2: Hombre de 68 años sin patologías oculares o sistémicas. Mecanismo BY

es significativa, concordaría con que se trata un paciente mayor que el rango de normalidad utilizado. Se obtiene una disminución en el centro del campo que sí resulta ser significativa y que es consistente con los cambios de densidad del pigmento macular asociados al envejecimiento [referencia], aunque no se puede descartar que sea un resultado del enmascaramiento de la cruz central. Posibles cambios del efecto del El campo visual de este paciente tiene una sensibilidad media disminuida que, aunque no enmascaramiento con la edad deben explorarse en estudios posteriores del dispositivo.

ersitat d'Alacant sidad de Alicante



Caso 3: Simulación de anómalo cromático con filtro amarillo. Mecanismo RG



Como podemos observar, en el caso del observador con filtro amarillo en el mecanismo RG no aparecen cambios significativos (excepto por un único punto del campo), pero en el BY sí que se observa una pérdida suave generalizada similar a la obtenida en el paciente del caso 2. Se podría explicar que esas pérdidas son debidas al amarilleamiento del cristalino de las personas más mayores y que efectivamente solo afectarían

al mecanismo Azul-Amarillo.

versitat d'Alacant ersidad de Alicante





Caso 4: Muier de 27 años sana. Mecanismo RG.



267



Caso 5: Hombre de 36 años sano. Mecanismo RG.



Hombre de 36 años sano. Mecanismo BY.





Universitat d'Alacant Jniversidad de Alicante



Caso 6: Mujer de 45 años sin desenfoque (0 D). Mecanismo RG



Mujer de 45 años con desenfoque de 3 D. Mecanismo RG



Mujer de 45 años sin desenfoque (0 D). Mecanismo BY



Mujer de 45 años con desenfoque de 3 D. Mecanismo BY.

medidas cuando aumentamos el desenfoque de un sujeto, al menos hasta 3 D. En estos ejemplos sí que aparecen pérdidas en el mecanismo BY, pero creemos que la causa más probable es que el observador era Como ya se mostró en el apartado 3 de este capítulo, no existen variaciones significativas en las una persona mayor del rango de edad de normalidad, ya que las pérdidas se concentran en el mapa de diferencias corregido o en la periferia del mapa de diferencias, pudiéndose deber en este caso al recorte por la montura de la lente.

rsitat d'Alacant sidad de Alicante
9. TAMAÑO VARIABLE

Los resultados del observador patrón joven muestran que en la región periférica del campo los valores de sensibilidad están prácticamente en el límite del rango dinámico del dispositivo. Con sujetos de mayor edad podemos encontrarnos con el hecho de no poder determinar la sensibilidad en buena parte del campo, lo que haría que el dispositivo no fuese útil para diagnóstico de patologías.

Una posible solución es la que hemos adelantado en el apartado 3.1 del capítulo III: adaptar el tamaño del estímulo a la excentricidad. El efecto esperado de este cambio de tamaño es doble: un aumento de sensibilidad en la periferia y un aumento de la repetitividad de las medidas. Como contrapartida, se pierde resolución espacial.

Hemos realizado un pequeño estudio, comparando, con una población reducida de 10 observadores, las medidas de sensibilidad de estímulos de tamaño constante y de tamaño adaptado. La conclusión (figuras 4.21 y 4.22) es que en el canal RG la fórmula del aumento cortical compensa las pérdidas de sensibilidad con la excentricidad (el test de Kruskal-Wallis muestra que no hay una dependencia significativa de la sensibilidad con la excentricidad, salvo en la fóvea) y disminuye la dispersión de las medidas. Los resultados en el canal BY no son tan claros.



Figura 4.21 Resultado de los datos promedio de la campimetría de estímulo constante para el patrón a) RG y b) BY.



Figura 4.22 Resultado de los datos promedio de la campimetría de estímulo de tamaño variable para el patrón a) RG y b) BY.

Construir un observador patrón completo se escapa a los objetivos de esta tesis, pero lo plantearemos como uno de los trabajos de futuro.

10. <u>REFERENCIAS</u>

- Malhotra C. Long-term variability in short-wavelength automated perimetry compared to standard perimetry in glaucoma patients and normal subjects. Oman J Ophthalmol. 2009; 2: 27–32
- 2. Spry P and Johnson CD. Identification of progressive glaucomatous visual field. Surv Ophtalmol. 2002; 47:158-73
- Lwanga SK and Lemeshow S. Sample size determination in health studies. A Practical Manual, World Health Organization, Geneva. 1991
- Wuerger SM, Owens H and Westland S. Blur tolerance for luminance and chromatic stimuli. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 2001; 18:1231-1239
- Mullen KT. The contrast sensitivity of human colour vision to red-green and blue-yellow chromatic gratings. J Physiol. 1985; 359:381-400
- Losada MA, Mullen KT. The spatial tuning of chromatic mechanisms identified by simultaneous masking. Vision Res. 1994; 34:331-341.
- ISO. Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results. Part1 and 2. Basic Methods for the Determination of Repeatability and Reproducibility of a Standard Measurement Method. . In: Standardization. IOf, editor. Geneva, Switzerland: ISO, (ISO 5725-2); 1994

- Prieto L, Lamarca R and Casado A. La evaluación de la fiabilidad en las observaciones clínicas: el coeficiente de correlacion intraclase. Med Clin. 1998; 110:142-143
- Hanneman S. Desing, analysis and interpretation of methodcomparison studies. AACN Avanced Critical Care. 2008; 19:223-234
- Piñero D, Saenz-González C and Alió J. Intraobserver and interobserver repeatability of curvature and aberrometric measurements of the posterior corneal surface in normal eyes using Schiempflug photography. J Cataract Refract Surg. 2009; 35:113-20
- 11. Doménech B, Mas D, Ronda E, Pérez J, Espinosa J et al. Repeatability and concordance of the Pentacam system: comparative study of corneal parameters measured with Pentacam and Atlas. Óptica Pura y Aplicada. 2009; 42:51-60
- McAlinden C, Khadka J and Pesudovs K. A comprehensive evaluation of the precision (repeatability and reproducibility) of the Oculus Pentacam HR. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011; 29:7731-7737
- Dewitte K, Fierens C, Stöckl D and Thienpont L. Application of the Blan-Altman plot for interpretation of method-comparison studies: a critical investigation of its practice. Clinical Chemistry. 2002; 48:799-801
- 14. Bland J and Altman D. Measuring agreement in method comparison studies. Stat Methods Med Res. 1999; 8:135-60

- 15. Passing H and Bablok W. A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in Clinical Chemistry, Part I. J. Clin. Chem. Clin. Biochem. 1983. 21:709-720
- 16. Owsley C, Sekuler R and Siemsen D. Contrast sensitivity throughout adulthood. Vision Research. 1983; 23:689–699
- 17. Burton KB, Owsley C and Sloane ME. Aging and neural spatial contrast sensitivity: Photopic vision. Vision Res. 1993; **33**:939:46
- Crassini B, Brown B and Bowman K. Age-related changes in contrast sensitivity in central and peripheral retina. Perception. 1988; 17:315-332
- Casson EJ, Johnson CA and Nelson-Quigg JM. Temporal Modulation Perimetry: the effects of aging and eccentricity on sensitivity in normals. Invest Ophtalmol and Vis Sci, 1993; 34:3096-3102
- Elliott D, Whitaker D and MacVeigh D. Neural contribution to spatiotemporal contrast sensitivity decline in healthy ageing eyes. Vision Res. 1990; 30:541–547
- Adams CW, Bullimore MA, Wall M, Fingeret M and Johnson CA, Normal aging effects for frequency doubling technology perimetry. Optom Vis Sci. 1999; 76:582-587
- 22. Hardy JL, Delahunt PB, Okajima K. and Werner JS. Senescence of spatial chromatic contrast sensitivity I. Detection under

conditions controlling for optical factors, J. Opt. Soc. Am A. 2005; 22:49-59

- 23. Valberg A and Fosse P. Major Loss of chromatic contrast sensitivity at low spatial frequencies in subjects with age-related macular degeneration. Visual Impair Res. 2007; 9:1-10
- Page JW and Crognale MA, Differential aging of chromatic and achromatic visual Pathways: behaviour and electrophysiology. Vision Res. 2005; 45:1481-1489
- 25. Diez-Ajenjo MA. Capilla P. and Luque MJ. Red-green vs. Blueyellow spatio-temporal contrast sensitivity across the visual field, J Modern Opt. 2011; 58:1736-1748



CAPÍTULO V Conclusiones y perspectivas de futuro





CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS DE FUTURO

En la presente tesis se han llevado a cabo los pasos necesarios para crear un nuevo campímetro de análisis de los canales visuales cromáticos por proyección, para estímulos de tamaño constante y tamaño variable con la excentricidad, y se ha realizado un estudio previo de su fiabilidad.

1. CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN

En la fase de creación del campímetro nos encontramos el reto de calibrar y caracterizar un proyector de vídeo, eligiendo el proyector LG AF115 con tecnología LCoS, que en su momento era el mejor del mercado. De la calibración concluimos que para que existiese una proyección óptima, por extensión del campo barrido y gama de colores generables, el proyector debía configurarse con Luminancia al 50%, Contraste al 50%, Gamma en modo Alto y dimensiones de la pantalla 108 cm en vertical y 152 cm en horizontal. Además se comprobó, con medidas colorimétricas en el centro y en las esquinas de la proyección, que no existía uniformidad en la emisión del proyector, por lo que se procedió a realizar un estudio más exhaustivo.

Se comprobó que la presencia del fondo era un factor que influía en el color del estímulo observado, de modo que, para introducir de alguna manera este efecto en el calibrado, se tomaron las medidas experimentales con el estímulo encendido a pantalla completa.

Para caracterizar el proyector mediante su perfil ICC se realizaron medidas colorimétricas de los primarios RGB y del Blanco más luminoso en 48 puntos de la proyección, pertenecientes a los centros de una rejilla de 6x8, además del punto central de la proyección (49 puntos en total).

Se llevaron a cabo los cálculos necesarios para comprobar si existía aditividad y constancia de primarios. La aditividad era una condición que se verificaba en todos los puntos medidos. Podemos admitir constancia de primarios siempre que se descuente el color del estímulo correspondiente a nivel digital cero. Los valores triestímulo de este color, fuera del rango dinámico del tele-espectrorradiómetro utilizado, fueron estimados por minimización, utilizando los datos colorimétricos correspondientes a las 49 localizaciones medidas.

Para el perfil ICC se probaron funciones de ajuste de las curvas luminancia-nivel digital y resultó que la función que mejor ajustaba los datos experimentales de todas las regiones de la pantalla era una curva tipo sigmoide, con cuatro parámetros de ajuste. Para obtener los parámetros que caracterizan al monitor se procedió por minimización del error cuadrático, utilizando algoritmos de cálculo en entorno Matlab. Se realizó conjuntamente en la misma minimización la búsqueda de los valores triestímulo del ruido de fondo, de las coordenadas cromáticas de los primarios y de los parámetros de ajuste de la función luminancia vs. nivel digital para cada primario. Los procesos por minimización pueden, en ocasiones, llevar a un resultado no adecuado en alguna localización, debido a una mala elección de la semilla de partida o a un número insuficiente de iteraciones del proceso de búsqueda. Estos errores

pueden solventarse incluyendo la información de las localizaciones vecinas, ya que el resultado final no debe contemplar cambios bruscos en los resultados de áreas colindantes.

Con el fin de modelizar el comportamiento heterogéneo del proyector, se desarrollaron y exploraron diferentes algoritmos de cálculo. El que proporciona menor error de reproducción (diferencia entre el color real y el predicho por el modelo) es un modelo de interpolación de superficie píxel a píxel, utilizando los parámetros de ajuste obtenidos a partir de los datos experimentales de los 49 puntos de la proyección.

Con esta calibración y caracterización del proyector, el dispositivo puede utilizarse para múltiples tareas psicofísicas y optométricas, como podrían ser medidas de CSF o terapia visual, gracias tanto a la buena resolución espacial como a la extensión de la proyección. En particular, en este proyecto de tesis se ha utilizado el proyector caracterizado para implementar un campímetro de umbral incremental con estímulos cromáticos.

Universidad de Alicante

2. MULTICAMPIMETRO

La disposición física de los elementos del campímetro quedó como sigue: el observador debe estar situado a una distancia de 1 metro de la pantalla (se coloca una mentonera donde el paciente apoya barbilla y frente), mientras que el proyector se sitúa a 3 metros del suelo y a 3 metros de la pantalla. La mentonera tiene además un accesorio donde podemos colocar lentes correctoras para compensar ametropías.

Con este campímetro, se ha analizado la sensibilidad de los mecanismos oponentes cromáticos rojo-verde (RG) y azul-amarillo (BY) del sistema visual humano. Para ello se ha medido la sensibilidad en localizaciones del campo visual que formaban una rejilla regular, utilizado estímulos cuyo diseño espacial, temporal y cromático intenta maximizar la respuesta de cada uno de estos mecanismos al mismo tiempo que se minimiza la respuesta del resto.

Para explorar el campo visual se eligieron dos distribuciones de puntos de medida diferentes. Una primera distribución consistía en una rejilla cuadrada regular, de la que se eliminaron algunos puntos intermedios, mientras que la segunda se extrajo de la distribución radial análoga al test 24-2 de la campimetría SWAP. La rejilla ha de reducirse en el caso de realizar la medida con estímulos de tamaño variable debido a la extensión de la propia pantalla de proyección, que no debe cortar ninguno de los estímulos.

El Multicampímetro permite utilizar dos estrategias en la elección del tamaño de los estímulos: o bien el tamaño es independiente de la excentricidad o bien se adapta con la excentricidad según la fórmula del aumento cortical propuesto por Rovamos y Virsu.¹ En el primer caso, el tamaño del estímulo era de 1°. En el segundo caso el tamaño puedo variarse desde 1° en el centro hasta 9.5° en la zona más externa. Puesto que el tiempo de cálculo de un estímulo impide su obtención en tiempo real durante una medida, se implementó el software necesario para calcular los estímulos en distintas posiciones del campo visual, y correspondientes a diferentes intensidades de la señal para ambos

mecanismos cromáticos, con los que se obtuvieron las librerías de estímulos necesarias para las medidas.

Como color de fondo y adaptador se eligió un color acromático de baja luminaria, con valores triestímulo [30 30 30]. El campo acromático desensibiliza selectivamente a los mecanismos acromáticos, y esta desensibilización es tanto mayor cuanto mayor es la luminancia del fondo.² Las restricciones impuestas por el rango de colores generables por el dispositivo no permiten aumentar mucho esta luminancia, por lo que para desfavorecer las respuestas por mecanismos acromáticos se suavizaron, además, los bordes del estímulo para fundirlos con el fondo y se crearon películas que hacen aparecer y desaparecer el estímulo lentamente. En cuanto al color de los estímulos para la medida, depende del mecanismo que se quiera analizar. Se calcularon los colores máximos reproducibles en la dirección T del espacio de color (para mecanismo rojo-verde) y en la dirección D (mecanismo azul-amarillo), para todas las regiones y con la misma luminancia del fondo (30cd/m²). Elegimos uno de los semiejes en cada caso, suponiendo la simetría de los resultados en el otro semieje, y calculamos los valores máximos reproducibles por el proyector en toda la proyección T= 7.5 y D=-27.2.

El método psicofísico de medida para el umbral incremental utilizado fue el MOBS (Modified Binary Search), un método rápido y eficaz no utilizado hasta ahora en campimetrías. Se realizaron algunas modificaciones con el fin de optimizarlo y corregir errores en el algoritmo original que hacían que el proceso de medida no convergiera, o lo hiciera muy lentamente. Se añadieron a la medida perimétrica

estímulos de control de falsos positivos, falsos negativos y de pérdidas de fijación, con el fin de verificar que el observador realiza correctamente la prueba.

Por último, se implementó una interfaz intuitiva y sencilla para poder introducir los datos del paciente, seleccionar las opciones de la prueba que se desea realizar y calcular la posición de la mancha ciega.

4. <u>TESTEO</u>

Con el fin de comprobar la funcionalidad del campímetro se llevaron a cabo una serie de medidas con pacientes normales, siendo el tamaño mínimo de la muestra de 25 pacientes para poder realizar el estudio estadístico posterior. Se analizó: la tolerancia al desenfoque, el efecto de fatiga y aprendizaje, el efecto de la cruz de fijación, la repetitividad del dispositivo, la variación de la sensibilidad con la excentricidad, las asimetrías del campo visual y las de regiones de igual sensibilidad. Se realizaron medidas de pacientes normales y anómalos, construyendo la base de datos del patrón de normalidad con pacientes jóvenes.

Cada observador fue sometido a varias pruebas comunes después de obtener la firma del consentimiento informado (refracción, Farnsworth Munsell 100 Hue Test) y la o las campimetrías oportunas con el tamaño del estímulo constante o variable con la excentricidad, utilizando en ambos casos rejillas regulares de puntos del campo visual

Los resultados de la tolerancia al desenfoque entre 0D y 3D muestran que en ningún caso la sensibilidad se ve significativamente

afectada. Podemos afirmar que nuestro dispositivo tiene una buena tolerancia al desenfoque de, al menos, 3 dioptrías.

El estudio de la fatiga y aprendizaje realizado en dos observadores muestra que no aparece ninguna tendencia, ni de fatiga ni de aprendizaje, en 5 medidas distanciadas 30 minutos entre ellas. Podemos afirmar que 30 minutos es suficiente espera para repetir una campimetría a un paciente.

Se estudió el efecto del punto de fijación sobre el estímulo central (cruz, cruz pequeña, rombo). Los resultados de sensibilidad obtenidos en él muestran que en algunos observadores la sensibilidad es mayor para el rombo que para la cruz utilizada. Este hecho que parece justificar el haber obtenido una sensibilidad más baja a lo esperado en el centro del campo visual, sobre todo para el mecanismo BY.

Para evaluar la repetitividad se analizó tanto la repetibilidad como la concordancia de las medidas realizadas con el dispositivo. En este apartado participaron 51 observadores que midieron por primera vez y para un solo mecanismo dos campimetrías espaciadas 30 minutos. En el análisis punto a punto los resultados muestran que, en general, las medidas son repetibles y concordantes para los dos mecanismos estudiados. Ahora bien, se observa sobre todo en el patrón RG (anexo A.7) que, cuando la sensibilidad es muy baja, hay más variabilidad entre la primera y la segunda medida que cuando la sensibilidad es mayor, sin importar la localización que se esté evaluando. Para el análisis por regiones y anillos de igual sensibilidad existía repetibilidad en todos los casos, pero la precisión no se puede asegurar debido a la alta dispersión en los resultados. Esto nos impide afirmar que realizar estas agrupaciones de igual sensibilidad de cómo resultado zonas de igual repetitividad.

Se recopilaron también datos de sujetos jóvenes entre 20 y 40 años para elaborar una base de datos de pacientes normales. En esta parte del estudio participaron 55 observadores sanos que medían por primera vez una campimetría con este dispositivo. De los resultados se puede extraer que para el mecanismo RG la sensibilidad decae rápidamente desde el centro a la periferia y además lo hace más rápido que el mecanismo BY siendo, además, este último más sensible. Se obtiene que el hemicampo nasal es más sensible que el hemicampo temporal y el inferior más sensible que el superior para ambos mecanismos, hechos que replican los datos plasmados en la bibliografía³. La zona de mayor sensibilidad se encuentra en el centro para el mecanismo RG, pero no es así para el BY. Atendiendo al promedio de los datos experimentales se trataría de un punto desplazado hacia la zona superior nasal, pero según el ajuste de los datos por excentricidad se trataría de una localización nasal. Parece que existe una probabilidad no despreciable de que dicho punto experimental podría ser más sensible por la pérdida de sensibilidad en fóvea que causa la cruz de fijación.

Si separamos el análisis por cuadrantes, observamos que los resultados obtenidos con la velocidad de caída en el punto de mayor sensibilidad y los obtenidos en el apartado de asimetrías no son iguales. En el estudio de la velocidad de caída no existen diferencias apreciables entre cuadrantes, mientras que el test estadístico nos revela que sí las

hay. Podemos afirmar que para el mecanismo RG existen diferencias significativas entre todos los cuadrantes comparados dos a dos, a excepción de la comparación entre los cuadrantes 1 y 2. En el caso del patrón BY existirían diferencias significativas entre los cuadrantes 2 y 3 y el 3 y 4.

Se analizaron los campos visuales para comprobar si existían regiones con igual sensibilidad, probando tanto con agrupaciones en forma de anillos concéntricos como con agrupaciones derivadas de las diferencias entre regiones contiguas, analizadas con el test de los rangos de Wilcoxon. Se obtuvo que efectivamente se podían agrupar los resultados de sensibilidad por anillos, existiendo más anillos para el mecanismo RG, resultado lógico ya que la caída de la sensibilidad es más brusca. También existía un número mayor de regiones de igual sensibilidad para el mecanismo RG que para el BY, por la misma razón. Además, separando por cuadrantes volvimos a ver el diferente comportamiento que corrobora la asimetría por cuadrantes.

Por último, se implementó en Matlab un software de tratamiento de datos para poder comparar un paciente con la base de sujetos normales, en nuestro caso sujetos de 20 a 40 años. El programa nos muestra 6 mapas campimétricos y 4 índices estadísticos que nos indican si los resultados de nuestro paciente pueden considerarse dentro de la normalidad o no. No podemos olvidar que el resultado también dependerá de las dotes de interpretación del profesional que lo evalúe y de valorar si el paciente ha realizado bien la prueba ayudándonos de los parámetros de control.

Tras realizar las medidas con sujetos de edades superiores al rango de edad de la base de datos de sujetos normales, observamos que los resultados del campímetro dependen de la edad del paciente, sobre todo para el mecanismo BY. Este era el resultado esperado dado que sabemos que con la edad el cristalino sufre un amarilleamiento y actúa de hecho como un filtro amarillo. Por otro lado se observa una buena especificidad, ya que el dispositivo es capaz de clasificar como normales a pacientes sanos de edades comprendidas en el rango de edad de la base de datos.

En cuanto a los pacientes no normales, los resultados muestran que en general se detecta la pérdida esperada de sensibilidad asociada a la patología o a la alteración de la visión del color simulada mediante filtros. Para evaluar la sensibilidad del aparato serían necesarias más pruebas con pacientes patológicos que las llevadas a cabo en esta tesis.

5. <u>PERPECTIVAS DE FUTURO</u>

Dado que el tiempo de cálculo de las librerías de imágenes para este campímetro por proyección ha sido muy largo, la parte de comprobación experimental no se ha llevado a cabo con la exhaustividad que hubiésemos deseado. Las perspectivas de futuro que nos planteamos a partir de ahora van orientadas en su mayoría a completar los estudios experimentales, además de ciertas mejoras tanto del software como del hardware.

1. Realizar el calibrado con un ordenador de mayor potencia para reducir el tiempo empleado en esta parte del proceso, de forma que sea más asequible para su uso en la práctica. Algunas de las mejoras ya se han podido llevar a cabo en los pasos finales durante el cálculo de las librerías de imágenes, pero no se aplicaron al proceso de calibración por motivos prácticos.

2. Aunque en la construcción del campímetro se han primado parámetros como la portabilidad del dispositivo y el (relativo) bajo coste del mismo, nos planteamos repetir el proceso de caracterización del proyector conectado a una tarjeta gráfica con mayor número de niveles digitales por canal (en particular, la BITS++ de CRS Ltd.). Aunque el problema fundamental que hemos detectado usando una tarjeta gráfica estándar es el reducido rango dinámico del dispositivo, y esto no lo soluciona el uso de otra tarjeta gráfica, sí aumentaríamos la precisión en las medidas del umbral.

3. Ampliar la base de datos al resto de edades, dentro de la horquilla de [20,75] años, como es habitual en este tipo de dispositivos. Podremos así realizar las comparativas dentro del rango de edad del paciente, lo que eliminará imprecisiones en el diagnóstico por efectos debidos a la edad.

4. Ampliar el número de medidas en pacientes normales que permita una comparativa más detallada de los

dos tipos de rejillas de puntos diseñados, así como de los dos tipos de tamaño de los estímulos. Medidas complementarias realizadas con pantallas de visualización de datos (CRT) para los campímetros de tamaño constante y adaptado a la excentricidad, usando una rejilla regular de puntos, muestran una mejora de la repetitividad y de la sensibilidad en periferia con el campímetro de tamaño variable. Nuestro objetivo sería realizar un estudio de la repetitividad así como la base de datos por edades de la campimetría de tamaño variable para ambos canales cromáticos.

5. Ampliar el número de medidas en pacientes patológicos o anómalos cromáticos ya diagnosticados, con el fin de comprobar mejor la sensibilidad del dispositivo y poder llevar a cabo el correspondiente análisis estadístico para el diagnóstico.

6. Implementar otro tipo de pruebas psicofísicas, como la determinación de la curva de sensibilidad al contraste, la mediad de umbrales con estímulos en movimiento o pruebas de terapia visual. El dispositivo correctamente calibrado y caracterizado es una herramienta muy versátil para su uso en pruebas visuales. Una vez llevados a cabo ambos procesos, el diseño e implementación de diferentes tests ya sólo dependen de la habilidad y conocimientos del experimentador.

6. <u>REFERENCIAS</u>

- Rovamo J and Virsu V. An estimation and application of the human cortical magnification factor. Experimental Brain Research. 1979; 37:495–510
- 2. Kalloniatis M and Ronald and Harwerth RS, Spectral sensitivity and adaptation characteristics of cone mechanisms under whitelight adaptation, J Opt Soc Am A. 1990; 7:1912-28.
- Diez-Ajenjo MA. Capilla P. and Luque MJ. Red-green vs. Blueyellow spatio-temporal contrast sensitivity across the visual field, J Modern Opt. 2011; 58:1736-1748



ANEXOS





		-	R				G			В					
Región	Α	В	С	D	error	А	В	С	D	error	Α	В	С	D	error
1	22.2	2.2	3.1	3.1	0.4	137.7	2.2	15.5	10.5	5.5	21.8	2.2	3.1	3.1	0.02
2	238.2	2.7	4.1	2.3	0.4	21.8	2.2	3.1	3.1	5.4	225.5	2.7	4.1	2.1	0.01
3	137.7	2.2	15.5	10.5	0.2	225.5	2.7	4.1	2.1	4.9	144.6	2.2	23.2	11.5	0.01
4	21.8	2.2	3.1	3.1	0.2	144.6	2.2	23.2	11.5	4.7	21.7	2.2	3.1	3.1	0.01
5	225.5	2.7	4.1	2.1	0.2	21.7	2.2	3.1	3.1	4.6	245.1	2.6	4.3	2.4	0.01
6	144.6	2.2	23.2	11.5	0.2	245.1	2.6	4.3	2.4	3.1	130.3	2.2	18.6	10.6	0.01
7	21.7	2.2	3.1	3.1	0.4	130.3	2.2	18.6	10.6	5.1	21.2	2.2	3.1	3.1	0.00
8	245.1	2.6	4.3	2.4	0.6	21.2	2.2	3.1	3.1	4.2	233.9	2.6	4.1	2.3	0.01
9	130.3	2.2	18.6	10.6	0.5	233.9	2.6	4.1	2.3	4.2	132.5	2.2	18.3	11.4	0.01
10	21.2	2.2	3.1	3.1	0.4	132.5	2.2	18.3	11.4	5.0	21.7	2.2	3.1	3.1	0.01
11	233.9	2.6	4.1	2.3	0.4	21.7	2.2	3.1	3.1	4.2	231.2	2.6	4.1	2.3	0.01
12	132.5	2.2	18.3	11.4	0.3	231.2	2.6	4.1	2.3	4.1	118.5	2.2	20.9	10.3	0.01
13	21.7	2.2	3.1	3.1	0.3	118.5	2.2	20.9	10.3	3.7	21.7	2.2	3.1	3.1	0.01
14	231.2	2.6	4.1	2.3	0.1	21.7	2.2	3.1	3.1	3.2	266.7	2.5	4.9	2.8	0.01
15	118.5	2.2	20.9	10.3	1.1	266.7	2.5	4.9	2.8	5.1	125.4	2.2	16.7	10.5	0.01
16	21.7	2.2	3.1	3.1	0.1	125.4	2.2	16.7	10.5	3.2	22.2	2.1	3.1	3.1	0.01
17	266.7	2.5	4.9	2.8	0.3	22.2	2.1	3.1	3.1	3.0	230.0	2.6	3.9	2.1	0.01
18	125.4	2.2	16.7	10.5	0.3	230.0	2.6	3.9	2.1	3.8	117.9	2.2	15.0	9.4	0.01
19	22.2	2.1	3.1	3.1	0.4	117.9	2.2	15.0	9.4	3.1	21.9	2.1	3.1	3.1	0.01
20	230.0	2.6	3.9	2.1	0.7	21.9	2.1	3.1	3.1	6.0	242.9	2.6	4.4	2.4	0.01
21	117.9	2.2	15.0	9.4	0.4	242.9	2.6	4.4	2.4	3.7	131.8	2.2	18.5	10.8	0.01
22	21.9	2.1	3.1	3.1	0.7	131.8	2.2	18.5	10.8	4.9	22.5	2.2	3.1	3.1	0.01
23	242.9	2.6	4.4	2.4	0.8	22.5	2.2	3.1	3.1	5.5	257.5	2.6	5.4	2.7	0.01
24	131.8	2.2	18.5	10.8	1.5	257.5	2.6	5.4	2.7	6.6	116.4	2.2	16.0	8.9	0.01
25	22.5	2.2	3.1	3.1	0.2	116.4	2.2	16.0	8.9	2.8	22.3	2.2	3.1	3.1	0.01
26	257.5	2.6	5.4	2.7	0.3	22.3	2.2	3.1	3.1	3.4	227.5	2.6	3.9	2.1	0.01
27	116.4	2.2	16.0	8.9	0.3	227.5	2.6	3.9	2.1	3.6	125.8	2.2	15.3	9.8	0.01
28	22.3	2.2	3.1	3.1	0.4	125.8	2.2	15.3	9.8	4.2	22.6	2.2	3.1	3.1	0.01
29	227.5	2.6	3.9	2.1	0.7	22.6	2.2	3.1	3.1	5.1	239.6	2.5	4.0	2.3	0.01
30	125.8	2.2	15.3	9.8	0.4	239.6	2.5	4.0	2.3	4.3	118.0	2.2	15.1	9.2	0.01
31	22.6	2.2	3.1	3.1	0.4	118.0	2.2	15.1	9.2	3.4	21.8	2.2	3.1	3.1	0.00
32	239.6	2.5	4.0	2.3	1.0	21.8	2.2	3.1	3.1	4.7	244.4	2.5	4.2	2.4	0.01
33	118.0	2.2	15.1	9.2	0.0	244.4	2.5	4.2	2.4	1.8	130.6	2.2	26.3	10.7	0.00
34	21.8	2.2	3.1	3.1	0.1	130.6	2.2	26.3	10.7	2.1	22.0	2.2	3.1	3.1	0.01
35	244.4	2.5	4.2	2.4	0.1	22.0	2.2	3.1	3.1	2.2	246.4	2.5	4.3	2.4	0.01
36	130.6	2.2	26.3	10.7	0.3	246.4	2.5	4.3	2.4	3.6	135.4	2.2	17.2	10.8	0.01
37	22.0	2.2	3.1	3.1	0.5	135.4	2.2	17.2	10.8	4.6	20.4	2.2	3.1	3.1	0.01

A.1. Parámetros del ajuste del perfil ICC para cada canal R G y B y el error cuadrático para cada región.

Diseño y testeo de un campímetro por proyección

			-					-	-					-	
38	246.4	2.5	4.3	2.4	0.4	20.4	2.2	3.1	3.1	4.0	236.7	2.6	4.5	2.7	0.01
39	135.4	2.2	17.2	10.8	0.4	236.7	2.6	4.5	2.7	3.7	129.3	2.2	17.1	10.5	0.01
40	20.4	2.2	3.1	3.1	0.6	129.3	2.2	17.1	10.5	3.7	22.6	2.1	3.1	3.1	0.01
41	236.7	2.6	4.5	2.7	0.0	22.6	2.1	3.1	3.1	1.7	243.3	2.6	4.5	2.2	0.00
42	129.3	2.2	17.1	10.5	0.1	243.3	2.6	4.5	2.2	1.6	130.1	2.2	17.2	9.7	0.00
43	22.6	2.1	3.1	3.1	0.0	130.1	2.2	17.2	9.7	3.0	20.4	2.2	3.1	3.1	0.01
44	243.3	2.6	4.5	2.2	0.1	20.4	2.2	3.1	3.1	3.3	236.7	2.6	4.5	2.7	0.01
45	130.1	2.2	17.2	9.7	0.1	236.7	2.6	4.5	2.7	3.6	129.3	2.2	17.1	10.5	0.01
46	20.4	2.2	3.1	3.1	0.1	129.3	2.2	17.1	10.5	2.9	21.6	2.2	3.1	3.1	0.00
47	236.7	2.6	4.5	2.7	0.1	21.6	2.2	3.1	3.1	3.3	248.7	2.5	4.5	2.6	0.01
48	129.3	2.2	17.1	10.5	0.3	248.7	2.5	4.5	2.6	3.4	120.8	2.2	14.2	9.0	0.01
49	21.6	2.2	3.1	3.1	0.8	120.8	2.2	14.2	9.0	6.7	21.9	2.2	3.1	3.1	0.01





Anexos



Diseño y testeo de un campímetro por proyección



Anexos









ajuste para cada localización experimental. Cuadrante 1



A.3b. Resultados de las diferencias de color entre los colores experimentales y los calculados por el ajuste para cada localización experimental. Cuadrante 2 A.3c. Resultados de las diferencias de color entre los colores experimentales y los calculados por el

ajuste para cada localización experimental. Cuadrante 3





Diseño y testeo de un campímetro por proyección

A.3d. Resultados de las diferencias de color entre los colores experimentales y los calculados por el








A.4c. Comprobación de la aditividad para cada una de las localizaciones experimentales. Cuadrante 3









A.5a. Comprobación de la constancia de primarios. Representación en el diagrama cromático de las







316

0.8

80

0.4

0.8





Diseño y testeo de un campímetro por proyección



coordenadas cromáticas de los primarios a diferentes niveles digitales con corrección del negro. Cuadrante 1



A.6b. Comprobación de la constancia de primarios. Representación en el diagrama cromático de las



Anexos



A.6c. Comprobación de la constancia de primarios. Representación en el diagrama cromático de las coordenadas cromáticas de los primarios a diferentes niveles digitales con corrección del negro. Cuadrante 4



A.7a. Resultados del test Passing-Bablock en cada localización espacial y para el mecanismo BY, cuadrante 1







Anexos











329







331









A.11. Graficas anteriores solo para el punto central (ajuste, diferencias de color, aditividad, constancia de primarios sin corrección y con corrección del negro, y test Passing-Bablock para el mecanismo RG y BY).

