



VNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA

**Sensibilidad al contraste cromático y  
acromático en pacientes de cataratas  
debidas a la edad clasificadas por el  
método LOCSIII**

**Vicente Roda Marzal**

**Memoria de investigación para optar al grado de Doctor**

**Valencia, 2012**

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA



UMI Number: U607770

All rights reserved

INFORMATION TO ALL USERS

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted.

In the unlikely event that the author did not send a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if material had to be removed, a note will indicate the deletion.



UMI U607770

Published by ProQuest LLC 2014. Copyright in the Dissertation held by the Author.  
Microform Edition © ProQuest LLC.

All rights reserved. This work is protected against  
unauthorized copying under Title 17, United States Code.



ProQuest LLC  
789 East Eisenhower Parkway  
P.O. Box 1346  
Ann Arbor, MI 48106-1346

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA  
BCA DE CIÈNCIES I PEDRO BOSCA  
DATA: 23-07-2012  
SIGNATURA: D-F674  
Nº ITEM: j23025462

25cm.







Los Doctores D. Enrique España Gregori y D. Pascual Capilla Perea, Profesores ambos del Departamento de Óptica y Optometría de la Facultad de Física de la Universidad de Valencia,

Certifican:

Que la Tesis Doctoral titulada "**Sensibilidad al contraste cromática y acromática en pacientes de cataratas debidas a la edad clasificadas por el método LOCSIII**", de la que es autor el alumno de doctorado en Tecnología de la Salud y del Bienestar Vicente Roda Marzal, ha sido realizada en el Departamento de Óptica de la Facultad de Física de la Universidad de Valencia, bajo la dirección del que suscribe y cumple las condiciones exigidas para optar al título de Doctor.

Valencia a 5 de Febrero 2012

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'E. España Gregori'.

Fdo. Enrique España Gregori

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'P. Capilla Perea'.

Fdo. Pascual Capilla Perea



Dedicatoria:

*A mi esposa María José, a mis hijos Esther, Vicente y Guillermo por su paciencia, comprensión y amor, que me han consentido restarles todo el tiempo que se merecen.*



Agradecimiento.

*Esta tesis no habría podido ser alumbrada sin el trabajo y apoyo incondicional de compañeros del departamento de óptica de la Facultad de Física de la Universidad de Valencia y al personal médico y auxiliar del departamento de oftalmología del Hospital Universitario de "La Fe" y en especial a:*

*Dr. José María Artigas Verde*

*Dr. Juan Aviñó Martínez*

*Dr. Angel Cisneros Lanuza*

*Dr. Roberto Gallego Pinazo*

*Prof. Dr. Manuel Díaz Llopis*

*Dra. Amparo Díez Ajenjo*

*Dra. María José Luque*

*Amparo Mañueco, Domi Nakayima, Fina Puig, Mari Carmen Jimenez y a todas las demás compañeras enfermeras del departamento oftalmología del Hospital Universitario de la Fe, de la ciudad de Valencia.*

**A todos, muchas gracias.**



**Índice general** Página

**Capítulo 0. Introducción.**

0.1.- Introducción, cataratas y sensibilidad al contraste... 7

**Capítulo 1.- Fundamentos neurales de la visión.**

1.1.- Estructura del sistema visual: caminos visuales..... 17

1.2.- Propiedades espectrales y espacio-cromáticas de los  
caminos visuales..... 24

**Capítulo 2.- Cataratas.**

2.1.- Descripción..... 33

2.2.- Prevalencia..... 34

2.3.- Tipos de cataratas ..... 37

2.4.-Métodos de clasificación..... 43

**Capítulo 3.- Sensibilidad al contraste**

3.1.-Conceptos preliminares..... 51

*Índice general*

3.2.-La función de sensibilidad al contraste CSF estándar o acromática.....	54
3.3.-Parametros que afectan a la CSF acromática.....	60
3.4.-Métodos de medida de la CSF acromática.....	77
3.5.- Equipo básico de medida CSF acromática.....	82
3.6.-Aplicación clínica de la CSF acromática.....	83
3.7.-Definición general de red cromática. Las CSFs cromáticas en las direcciones cardinales rojo-verde azul-amarillo. ....	93
3.8.-Relación entre las CSFs psicofísicas y las respuestas en frecuencias de las células.....	102

**Capítulo 4.- Material y métodos**

4.1.- Introducción.....	107
4.2.- Material humano.....	107
4.2.1.-Criterios de selección, inclusión.....	109
4.2.2.-Criterios de selección, exclusión.....	110
4.3.-Método de evaluación. ....	111
4.3.1.-Evaluación de la AV.....	111
4.3.2.-Tonometría no contacto.....	112



*Índice general*

4.3.3.-Examen con la lámpara de hendidura.....	113
4.3.4.-Fotografía y clasificación de las cataratas...	115
4.3.5.-Evaluación con el Analizador ATD de Doble Modulación.....	118
4.3.5.1.-Versatilidad del Analizador ATD.....	122
4.3.5.2.-Determinación de una CSF mediante el Analizador ATD.....	123
4.3.5.3.-Procedimiento de medida.....	125
4.3.5.4.-Definición de sensibilidad en db.....	127
4.4.- Análisis estadístico.....	127
4.4.1.-Pruebas de contraste de hipótesis.....	127
4.4.2.-Comparación de las DRP de las áreas entre canales.....	128
4.4.3.-Modelo de regresión múltiple.....	128

**Capítulo 5.- Resultados.**

5.1.- Resultados.....	135
5.2.- Análisis descriptivo.....	135
5.3.- Pruebas de contraste.....	143

*Índice general*

5.4.- Regresión múltiple.....	154
<b>Capítulo 6.- Discusión .....</b>	<b>171</b>
<b>Capítulo 7.- Resumen y conclusiones.....</b>	<b>189</b>
<b>Capítulo 9.- Referencias bibliográficas .....</b>	<b>195</b>
<b>Capítulo 8.- Apéndice .....</b>	<b>217</b>
Datos experimentales del grupo control.....	219
Datos experimentales del grupo Ni.....	220
Datos experimentales del grupo NI.....	221
Datos experimentales del grupo NA.....	223
Datos experimentales del grupo SCP.....	224
Datos experimentales del grupo C.....	225
Datos experimentales del grupo NC.....	226

*Capítulo 0 Introducción*

# **Capítulo 0. Introducción.**

*Capítulo 0 Introducción*

## **1.1.- Introducción.**

La primera medida de la sensibilidad al contraste en el hombre fue hecha por el ingeniero OH Schade Sr. [Schade (1956)], la usó para estudiar el procesamiento de la información visual espacial, y posteriormente H de Lange [De Lange (1958)] la utilizó para desarrollar las investigaciones del procesamiento de la información temporal. Los estudios psicofísicos de Campbell y otros autores [Campbell y Green (1965), Campbell y Robson (1968)] demostraron que muchos de los principios del procesamiento de la información utilizados en óptica física se pueden aplicar también a la visión. Esta proposición inspiró gran parte de la investigación psicofísica que, junto con otros estudios fisiológicos de interés, especialmente los de D. Hubel y T. N. Wiesel [Wiesel y Hubel (1966), Hubel y Wiesel (1977), Hubel, DH. (1982)], condujeron a un avance significativo en la comprensión de la visión.

La valoración de la sensibilidad al contraste se ha propuesto como una poderosa herramienta para determinar la capacidad del sistema visual para transmitir o filtrar la información espacial y temporal acerca de cómo vemos los objetos de nuestro entorno. Todavía hoy en día, la valoración de la función visual consiste habitualmente en la medida de la agudeza visual mediante las escalas Snellen. Desafortunadamente, esta medida proporciona una información limitada del sistema visual, ya que sólo nos informa de un aspecto como es la visión de letras pequeñas y de alto contraste, pero no nos indica nada sobre de la visión de objetos relativamente grandes y de poco contraste.

Ha sido a partir de los estudios psicofísicos conducidos principalmente por F. W. Campbell [Campbell y Green (1965), Campbell y Robson (1968)] y de los estudios fisiopatológicos en pacientes [Bodis-Wollner y Diamond (1976), Bodis-Wollner y Camisa (1980)] cuando se ha empezado a introducir la sensibilidad al contraste en la práctica clínica, ya que además de los aspectos relativos a la visión, la medición de la sensibilidad al contraste puede ser un parámetro clínicamente útil para detectar diversos estados patológicos. [Arden (1978), Ginsburg et al. (1983), Hess (1984), Woodhouse (1987)]

Es un hecho que la medida de la CSF proporciona una potente herramienta para el estudio de la función visual. Así mismo la ratificación de que el sistema visual no procesa por igual todas las frecuencias, y que estas son transmitidas por diferentes canales. Estos canales, por diferentes causas, pueden alterarse provocando cambios en las respuestas patrones de la CSF justo en la zona correspondiente a las frecuencias que procesan. Esta respuesta alterada de forma no uniforme en la CSF de un sujeto, puede poner de manifiesto algún tipo de lesión en el sistema nervioso central. [Artigas et al. (1994)]

Diferentes trabajos clínicos, han puesto de manifiesto la influencia que determinadas enfermedades visuales tienen sobre la CSF. Este hecho hace de la CSF un medio eficaz para la detección y seguimiento de posibles enfermedades visuales. [Ginsburg et al. (1987)] En general, se ha constatado que determinadas lesiones producen una considerable pérdida de sensibilidad en las bajas frecuencias con una mínima pérdida de AV.

En base a estos estudios, la medida de la CSF puede utilizarse en la práctica optométrica de la misma forma que los optotipos convencionales pero ofreciendo múltiples beneficios como complemento a la tradicional toma de agudeza visual ya que permite medir pérdidas de visión más sutiles. Se puede aplicar para evaluar cambios de visión debido a problemas con lentes oftálmicas montadas en gafas, en las lentes de contacto con dificultades en la adaptación, potencia inadecuada, o pérdida de calidad óptica. En los casos de baja visión, donde facilita información sobre la visión residual, información que no se obtiene de las medidas con poder de resolución máxima. [Bodis Wollner (1972)] Como una ayuda en el seguimiento y evaluación de la capacidad visual de pacientes antes y después de cirugías refractivas y láser, herramienta que ayuda a manejar las expectativas quirúrgicas de estos, y que los tests tradicionales de agudeza visual no cumplen adecuadamente, dejando sin evaluar deficiencias visuales que pueden afectar los resultados finales de la cirugía y a la calidad de la visión. En la detección temprana de enfermedades sistémicas y/o condiciones oculares anómalas que con una agudeza visual regular de 20/20 no son detectadas hasta que la condición esté más avanzada. En concreto puede producir medidas predictivas y evolutivas de ciertas enfermedades como neuritis óptica, glaucoma, degeneración macular, ambliopía, queratocono, diabetes y cataratas, objeto de este trabajo.

Las cataratas, causa principal de pérdida de visión en las personas mayores de 60 años, como consecuencia de los diferentes tipos por su forma y tamaño de las opacidades,

acusa entre otras cosas, una pérdida sensible de contraste de la imagen aunque tenga una agudeza visual básicamente normal. De acuerdo con los resultados que se encuentran en la bibliografía, [Adamsóns et al. (1992)] parece bien establecido que las pérdidas de sensibilidad al contraste no son homogéneas. Adamsóns y colaboradores, obtuvieron al medir la sensibilidad al contraste en pacientes con cataratas de distinta morfología resultados diferentes en las frecuencias altas, pero no en las frecuencias bajas.

Los distintos tipos de cataratas pueden provocar efectos diferentes en la visión como diplopía, poliopía monocular, miopización y variación de la AV. Así, la presencia de catarata subcapsular posterior puede afectar notablemente la AV para la lectura sin modificar la visión remota y en cambio la catarata nuclear puede inducir una pérdida de visión remota y preservará visión en la lectura. Por lo tanto la AV es un valor importante pero no determinante. Lo importante es conocer cómo funciona el sistema óptico del ojo en condiciones límite, y no sólo la capacidad de ver el detalle de mínimo tamaño en condiciones de alto contraste.

Los estudios que han pretendido medir la variación de la capacidad visual como consecuencia de la alteración de la sensibilidad al contraste, lo han hecho incidiendo sobre la sensibilidad al contraste acromática. Para ello se han utilizado cartas especialmente diseñadas, en las que aparecen figuras con un contraste, luminosidad y frecuencia espacial diferentes. Valores que adquieren importancia ya que una reducción de iluminación conlleva una pérdida de sensibilidad al contraste. La AV aumenta rápidamente cuando aumenta el contraste,



pero puede ocurrir una pérdida significativa de la sensibilidad al contraste sin el acompañamiento de una pérdida de AV. Por lo tanto, una sensibilidad anómala al contraste no constituye un indicador específico de la pérdida visual debida a las cataratas. [Rubin et al. (2001), Shankar y Pesudovs (2007), Vianya-Estopà et al. (2006)].

Pocos son los estudios que han valorado la pérdida de sensibilidad al contraste en pacientes con cataratas, así como su relación con el tipo de cataratas [Adamsons et al. (1992), Chua et al. (2004), Elliot y Gilchrist (1989), Martin (1999)]. Estos estudios se han limitado a la sensibilidad al contraste acromática, pero sabemos que nuestra visión además del blanco y negro, se rodea de una gama cromática que nos llena de colores. De aquí que nuestro primer objetivo para este trabajo de investigación sea valorar la pérdida de sensibilidad cromática de los pacientes con cataratas, clasificándolos mediante la norma de Lens Opacities Classification System (LOCS III) por ser el método clínico de evaluación más extendido [Chylack et al. (1993)]. Las medidas las efectuamos con un equipo experimental denominado ATD de Doble Modulación, instrumento prototipo diseñado y desarrollado por el Grupo de Visión del Departamento de Óptica y Optometría de la Facultad de Físicas de la Universidad de Valencia. El segundo objetivo que nos hemos planteado es analizar lo que sucede a la sensibilidad al contraste en las diferentes morfologías cuando las medidas se hacen con estímulos más grandes (5º) que los que usan habitualmente en la práctica clínica (del orden de 1º), ya que de esta forma las pérdidas de sensibilidad que se encuentren reflejarán de manera más

realista la calidad de las imágenes percibidas según la morfología particular, al permitir que todos los pacientes independientemente de la morfología de la catarata estén en las mismas condiciones.

La estructura de este manuscrito ha sido planteada para facilitar la comprensión de los elementos fundamentales que hemos empleado para llegar a los resultados y conclusiones finales.

En el primer capítulo haremos una revisión de los fundamentos neurales de las vías visuales paralelas encargadas de la transmisión de las señales sensoriales a través de la arquitectura del sistema visual humano desde la retina hasta el córtex estriado. En particular revisaremos las propiedades de las células de cada uno de los caminos que son relevantes para nuestro estudio, esto es, las propiedades espectrales y las propiedades espacio-cromáticas.

En el segundo capítulo, se revisa los conceptos fundamentales sobre la catarata, su prevalencia, descripción y tipos de esta patología, objeto de evaluación en este trabajo.

En el tercero revisamos los fundamentos de la sensibilidad al contraste espacial: los parámetros que la afectan, los métodos de medida y la aplicación clínica para el diagnóstico de patologías visuales. Haremos una inmersión en los principios de la CSF cromática en las direcciones cardinales rojo-verde y azul-amarillo, de acuerdo con una aproximación más real de la estimulación visual, y donde desafortunadamente poca es

literatura disponible ya que la valoración acromática es dominante.

En el cuarto capítulo, se procede a la descripción de los materiales humanos y técnicos utilizados para desarrollar este trabajo. La selección de los casos, su identificación y clasificación en la base de datos que suministraran los datos que una vez procesados facilitarían conclusiones fundamentales. Entre los equipos técnicos utilizados, procederemos a la descripción del equipo experimental ATD de Doble Modulación utilizado para medir las CSFs en cada uno de los tres canales, describiendo las características de los estímulos que se generan con el mismo. Por último, se describe la metodología utilizada para el procesamiento de las medidas y su tratamiento estadístico.

En el quinto capítulo, se realiza un análisis descriptivo de los resultados obtenidos y se muestran los resultados de las pruebas de contraste realizadas, así como los resultados que se derivan del ajuste de los datos mediante modelos de regresión múltiple.

En el sexto capítulo, se discuten los resultados mostrados en el capítulo anterior y se comparan con los resultados conocidos previamente de la literatura.

En el capítulo siete se realiza un resumen y se establecen las conclusiones de forma concreta del trabajo.

Por último, se incluye la bibliografía utilizada para documentar esta tesis doctoral, así como un apéndice con las tablas de los

datos experimentales recopilados directamente para cada uno de los grupos estudiados.

*Capítulo 1 Fundamentos neurales*

# **Capítulo 1**

## **Fundamentos neurales de la visión**

*Capítulo 1 Fundamentos neurales*

### 1.1.- Estructura del sistema visual: caminos visuales.

El sistema visual en su conjunto se compone de tres áreas bien definidas, retina del globo ocular, el núcleo geniculado lateral (NGL) en el tálamo, y el lóbulo occipital encargado de procesar la información visual. Figura 1.1. Estas tres estructuras están conectadas por una serie de mecanismos que se encargaran de transmitir la información producida por cualquier estímulo desde la retina hasta el área correspondiente del córtex cerebral a través de tres caminos visuales paralelos que adquieren el nombre de Magnocelular (M), Parvocelular (P) y Koniocelular (K).

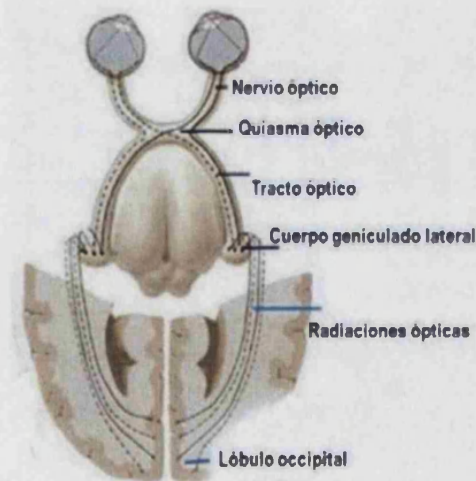


Figura 1.1. Esquema del sistema visual en el humano.

La retina recibe un estímulo en forma luminosa. La información del estímulo luminoso percibida por el ojo, deberá ser modificada y codificada convenientemente en el mosaico de

sensores denominados fotorreceptores de la retina, hasta convertirla en un potencial eléctrico. Figura 1.2. Este potencial eléctrico es transformado por los conos y bastones mediante un proceso fotoquímico, donde intervienen moléculas sensibles a la luz que facilitan la absorción por el retineno de los fotorreceptores de fotones provenientes del estímulo que provoca la isomerización y su unión a la opsina, para una vez reorganizado alcanzar, a través de las células bipolares y las células ganglionares, que de acuerdo a sus propiedades fisiológicas, se denominan M, P, y K (de Magno, Parvo y Konio), las vías ópticas.

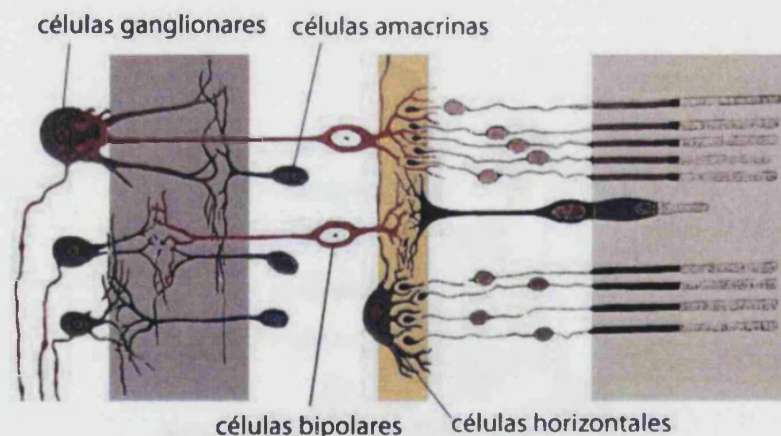


Figura 1.2. Estructura de la retina humana donde se aprecian las interconexiones y sinapsis principales.

La morfología de los tres tipos de células ganglionares más comunes presentan propiedades diferentes. Las células P, presentan campos receptivos pequeños centro/periferia, transmiten información sobre detalles especiales, selectividad a longitud de onda, frecuencia espacial alta. Las células M, campos receptivos grandes centro/periferia, sensibilidad al



contraste alta, no sensibilidad a longitud de onda. Las células K, campos receptivos extensos, variables, selectividad a longitud de onda (azul), sensibilidad al contraste intermedia, frecuencia temporal intermedia. Figura 1.3.

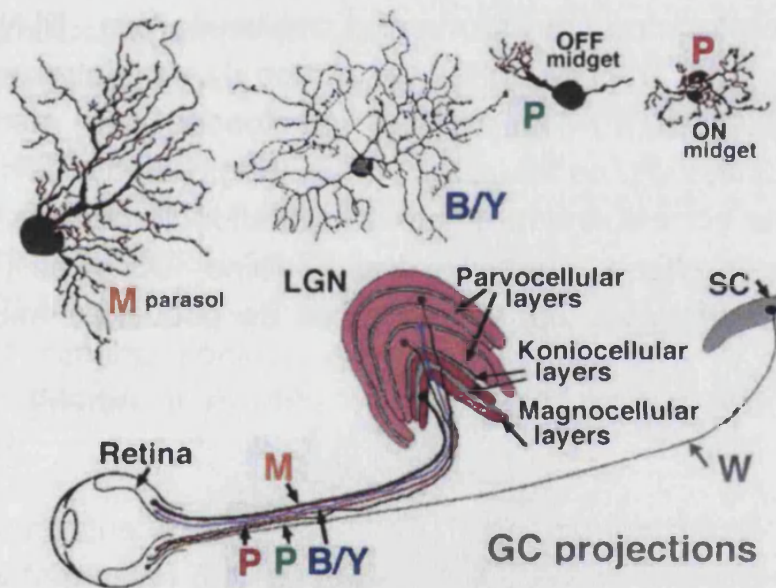


Figura 1.3. Diagrama de las proyecciones de las células ganglionares al cuerpo geniculado lateral (NGL), y al colliculus superior (SC) en el mono. (Shapley and Perry 1986).

La denominación de estas células ha sufrido ciertos cambios a lo largo de su investigación. Inicialmente en la experimentación con gatos recibieron la nomenclatura de X, Y e W [Shapley R, Perry VH (1986)]. En los mamíferos como los primates M, P y K [Enroth-Cugell et al. (1966), Kaplan et al. (1986)] y desde un punto de vista anatómico reciben la nomenclatura de parasol, midget, y small bistratified [Mariani AP (1984), Calkins DJ et al. (1998), Dacey DM et al. (1994)].

En el paso intermedio entre la retina y la corteza estriada situado en el tálamo ventral como parte del diencefalo, se encuentra el núcleo geniculado lateral (NGL). Recibe la información de los estímulos a través de los axones de las células ganglionares que a partir del quiasma óptico se decusan parcialmente y forman las cintillas ópticas. El NGL se divide en dos grandes partes, un núcleo dorsal y otro ventral o pregeniculado. En los estudios efectuados con mamíferos como los monos, se identificaron neurológicamente seis capas formadas por células de diferentes tamaños, la primera la más dorsal y la última la más ventral. [Calkins DJ et al. (1973)], aunque entre ellas aparecen grupos de pequeñas neuronas. Figura 1.4.

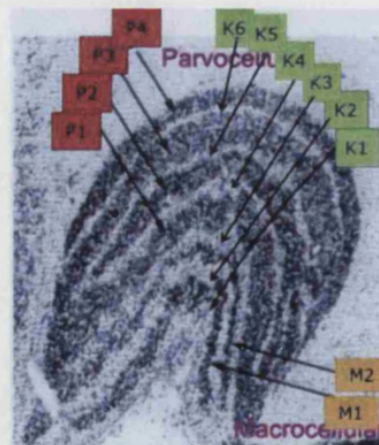


Figura 1.4. Corte histológico en donde observamos las seis capas neuronales identificadas en el NGL y se señalan las proyecciones de las células M, S y K sobre los diferentes sustratos.

Las células de los dos primeros sustratos de la parte ventral están formadas por células de mayor tamaño, las restantes hasta la parte dorsal presentan las células con menor tamaño.

Las células ganglionares M, proyectan sus axones sobre células de mayor tamaño, en las dos primeras capas ventrales, mientras que las células ganglionares P sobre las otras capas con células más pequeñas de los sustratos dorsales. Por su parte la células ganglionares K, proyectan sus axones sobre las células situadas entre los seis sustratos neuronales principales [Shapley et al. (1986)].

Martin and Hendry, enunciaron que en la zona de proyección de los axones provenientes de la células Koniocelulares, las neuronas retinianas oponentes S, ocupan zonas separadas de las demás neuronas, lo que hizo pensar en la posibilidad de que el camino koniocelular presenta un camino funcional propio. [Martin et al (1997), Hendry et al (2000), Goodchild (1998)].

Se asume que el NGL no introduce modificaciones relevantes de la información que recibe, por lo tanto, las señales tal cual son lanzadas por cada camino visual, trazado de forma paralela caminan sin entrecruzarse, razón del nombre atribuido de "caminos paralelos", hasta alcanzan el córtex estriado. [Dacey et al (1994)]

La corteza visual o córtex, se caracteriza anatómicamente por estar estratificado y con una orientación paralela a la superficie cortical. Aun presentando una densidad celular mayor, pero con espacios intercelulares reducidos, representa un área más fina que las otras superficies colindantes corticales.

Cada camino tiene una entrada distinta en el área V1 del córtex estriado, formado por seis capas y subcapas estratificadas que

contiene los núcleos celulares y su ramificación dendrítica y reciben la siguiente nomenclatura, capas 1<sup>a</sup>, 2<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup>B, 4<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup>B, 4<sup>a</sup>C<sub>α</sub>, 4<sup>a</sup>C<sub>β</sub>, 5<sup>a</sup>, 5<sup>a</sup>B, 6<sup>a</sup>. Figura 1.5.

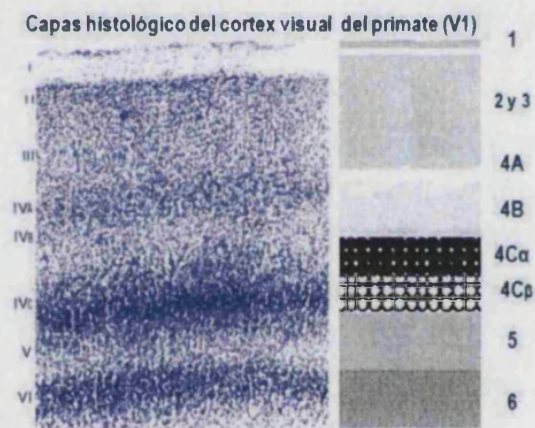


Figura 1.5. Corte histológico y esquemático donde se identifican las 6 capas y subcapas estratificadas del córtex visual en un primate.

Sobre el córtex visual primario (área V1) se proyectan los caminos visuales. El camino magnocelular alcanza la capa 4<sup>a</sup>C<sub>α</sub> de la corteza visual, que a su vez se proyecta directamente sobre la capa 4<sup>a</sup>B de V1, e indirectamente a V5 y medio-temporal (MT) [Lund (1988), Lund et al. (1975), Tigges et al (1981)]. El camino parvocelular principalmente proyecta sus axones a la capa 4<sup>a</sup>C<sub>β</sub> de la corteza visual primaria [Livingstone et al (1988)], y posteriormente pasa la información a las capas 2<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup> en V1, de ahí al área denominada corteza estriada pálida (V2) o 18, y por último a las áreas V3 y V4 [Lund (1988)]. El camino koniocelular proyecta también sobre el área V1, a las



capas 2<sup>a</sup> y 3<sup>a</sup> y de ellas al área V4 y a la corteza infero-temporal. Figura 2.6.

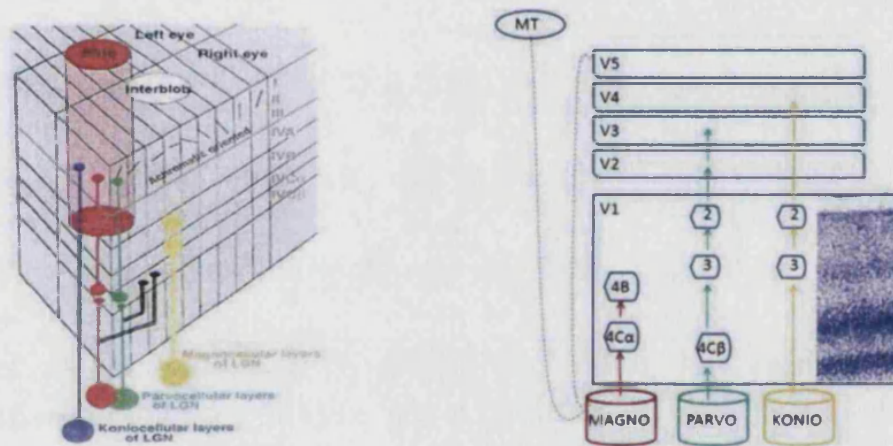


Figura 1.6. Esquema arquitectónico del recorrido de los axones aportados por los canales P, M y K al entrar en el córtex.

El estudio de las funcionalidades específicas de cada camino en primates se realiza mediante la lesión selectiva de uno u otro camino. En general, existe cierta coincidencia en asignar las tareas de visión de formas, agudeza y visión del color al camino parvocelular, mientras que la visión de movimientos sería la labor fundamental del camino magnocelular [Lennie 1980), Schillet et al, (1990), Merigan et al (1989), Merigan et al (1990)]. Sin embargo, en otras tareas resulta más difícil establecer una segregación clara.

### **1.2.- Propiedades espectrales y espacio-cromáticas de los caminos visuales.**

Las características anatómicas y fisiológicas de estas células propician funciones específicas de cada una de ellas. Las células P o parvocelular (*pequeño*), son las más numerosas, aproximadamente el 80% de las células ganglionares, principalmente localizadas en la fóvea, poseen campos dendríticos pequeños y somas de mediano tamaño. Reciben inputs de los conos M y L con signos opuestos y proyectan sus axones en exclusiva al núcleo geniculado lateral NGL. Son selectivas a la longitud de onda y a las frecuencias espaciales altas: Los campos receptivos son pequeños y tienen estructura centro-periferia con las sinapsis de signos contrarios.

Las células M o magnocelular (*grande*), como su nombre indica, microscópicamente aparecen con campo dendrítico muy desarrollado y somas grandes. Reciben los inputs de los conos M y L, con el mismo signo y se proyectan además del núcleo geniculado lateral, al área tectal. Este tipo de células ganglionares comprenden entre el 7% y 9% de la población total. No son selectivas a la longitud de onda y los campos receptivos son grandes y con estructura centro-periferia.

Las células K o koniocelular (*polvo*), reciben el nombre por su aspecto de arena. Reciben señales de los conos L y M con el mismo signo y de S con el signo contrario. Proyectan al área tectal y a las zonas interlaminares del NGL. Presentan campos receptivos extensos, variables. Son selectivas a la longitud de onda, y los campos receptivos son de tamaño variable,

careciendo de centro y periferia. Constituyen sobre el 10% del total de las células ganglionares.

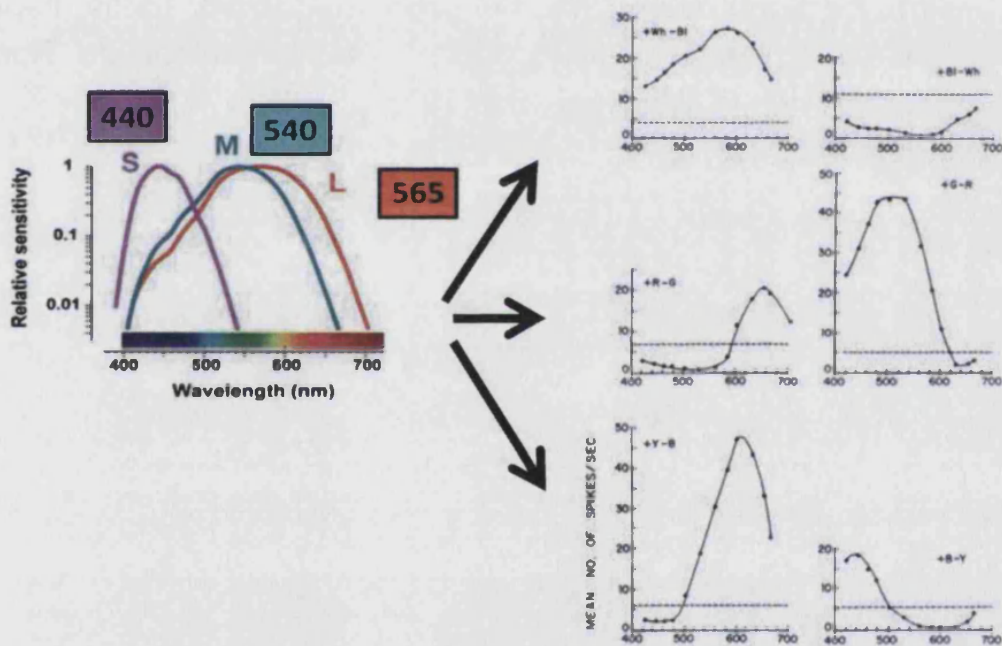


Figura 1.7. Sensibilidades espectrales de las células M, P y K.

Las sensibilidades espectrales de las 3 clases de células se muestran en la Figura 1.7. [DeValois et al (1966)] Las células P y K son oponentes y las células M son no-opponentes. Una célula es no-opponente cuando responde con excitación (o inhibición) a todo el espectro, dando lugar a una curva de sensibilidad de banda ancha. Una célula es oponente cuando responde a una parte del espectro con excitación y con inhibición a otra parte del espectro, pasando de una situación a otra en una cierta longitud de onda donde la respuesta de la

célula sería nula (*punto neutro*). Es importante recalcar que esta clasificación no hace referencia alguna a la estructura espacial del campo receptivo. Dicha estructura viene dada por el denominado mapa de inputs que indica que conos inervan, y con qué signo, cada parte del campo receptivo. Estos mapas, que se muestran en la Figura 1.8., se denominan de Tipo I, Tipo II y Tipo III. [Wiesel et al (1966)].

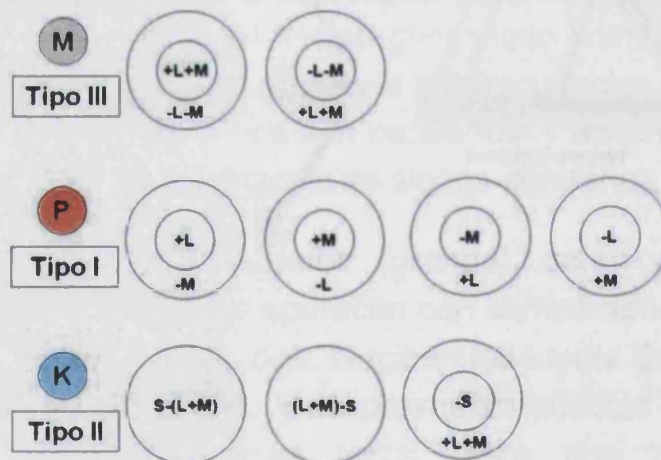


Figura 1.8. Mapas de inputs que presentan cada uno de los tres caminos visuales paralelos.

Como se ilustra en la Figura 1.9., las células M presentan antagonismo espacial para las señales puras de luminancia y son ciegas, en primera aproximación, a las señales puras de color. Las células P presentan asimismo antagonismo espacial para las señales puras de luminancia, pero no para las señales puras de color. Las células K son ciegas a las señales puras de luminancia y no presentan antagonismo espacial para las señales puras de color.



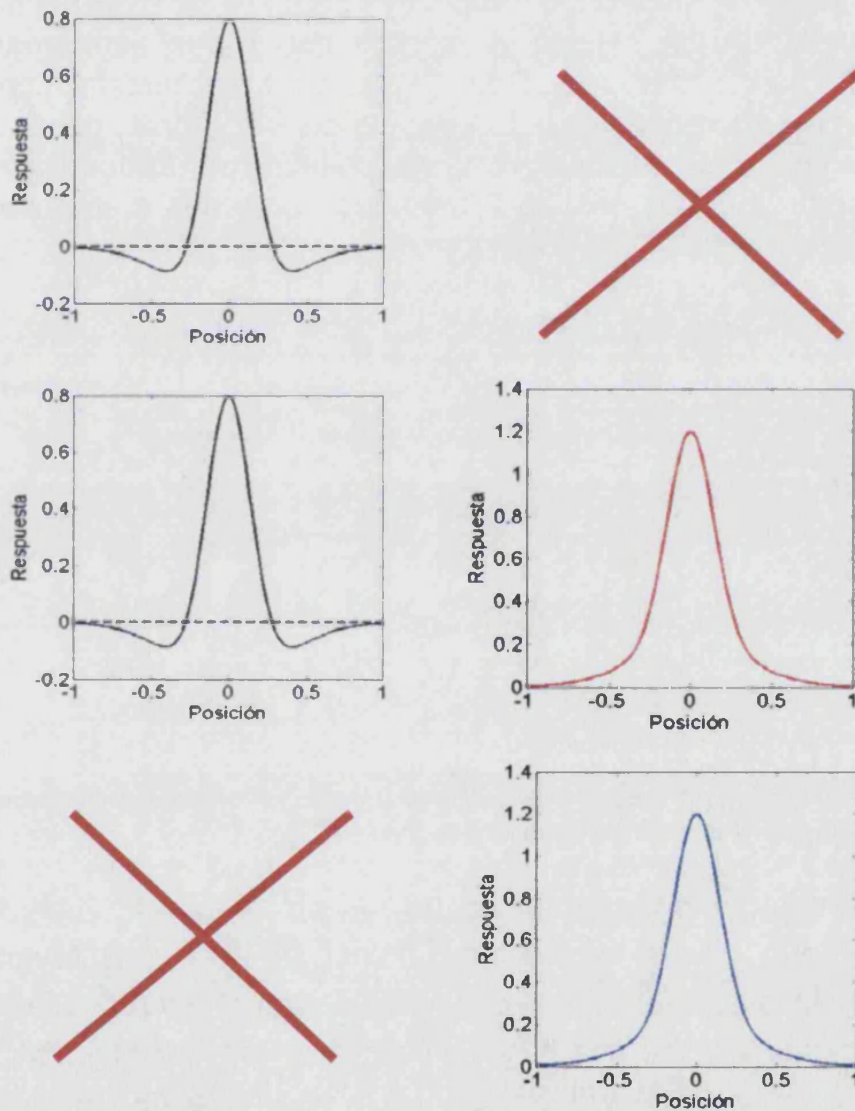


Figura 1.9. Respuestas espaciales medidas con una señal pura de luminancia (a la izquierda) y con una señal pura de color (a la derecha) en las células M, P y K.

Como consecuencia la respuesta en frecuencia de las células M medida con redes sinusoidales acromáticas tiene forma de pasa-banda, las respuestas en frecuencia de las células P medidas con redes acromáticas y rojo-verde tienen forma de

pasa-banda y pasa-baja, respectivamente y la respuesta en frecuencia de las células K medida con redes azul-amarillo tiene forma de pasa-baja. En la Figura 1.10. se muestran como ejemplos la respuesta de frecuencia de una célula M [Derrington et al (1984)] y las respuestas en frecuencia del promedio de varias células P medidas con redes cromáticas y acromáticas [De Valois (2004)].

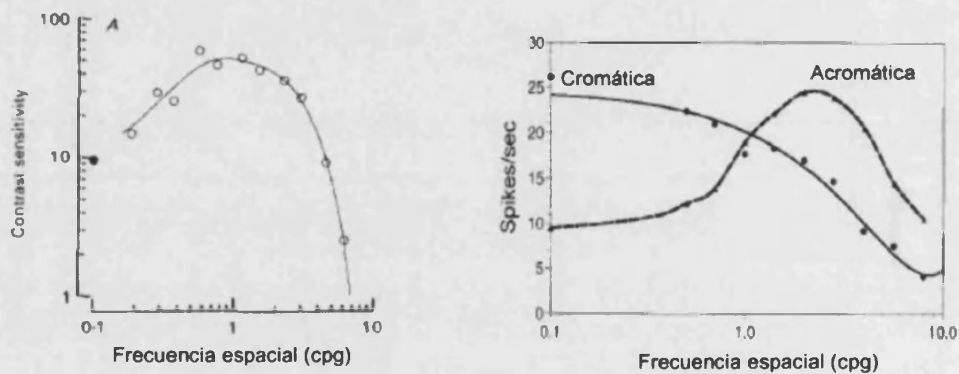


Figura 1.10. Respuestas en frecuencia de una célula M a redes acromáticas (izquierda); respuestas en frecuencia a redes cromáticas y acromáticas de una célula P (derecha).

Las características cromáticas de las células M, P y K son consistentes con la idea de que estos caminos constituyen el soporte fisiológico para un mecanismo acromático (en adelante A), que suman las señales de salida de los conos L, M, un mecanismo rojo-verde (en adelante T), que resta las señales de salida de los conos L, M, y un mecanismo azul-amarillo (en adelante D) que resta la señal de salida de los conos S y de la suma de las señales de salida (L+M) respectivamente. Durante mucho tiempo, se creyó que toda la visión de color en los primates, incluyendo ambos mecanismos cromáticos (oponentes), rojo-verde y azul-amarillo, estaban mediados por

el camino Parvocellular [Shapley et al (1986), Valberg et al (1986)]. Sin embargo, los descubrimientos efectuados en las últimas dos décadas han alterado este punto de vista. Los recientes experimentos en las células sobre registros intracelulares en las ganglionares y sobre neuroanatomía, sugieren que los mecanismos oponentes rojo-verde y azul-amarillo tienen morfologías y propiedades fisiológicas celulares distintas, y pueden constituir corrientes retino-corticales diferentes. Por tanto como dijimos anteriormente, se piensa ahora que en la retina, el sistema azul-amarillo tiene sus propias células bipolares "midget" especializadas y sus propias células ganglionares "small-bistratified". [Dacey (2000)]. A nivel del NGL, los estudios sugieren también que las células que reciben señal de los conos S, ocupan un camino separado, ya que las células con oponencia azul-amarillo han sido reportadas entre las capas principales de los núcleos geniculados laterales. [Valberg et al (1986)], Lee et al (1987)]. Así, el camino de las células Konio puede representar una corriente funcional para la oponencia azul-amarillo, aunque para establecer esto definitivamente se necesite mayor información. A nivel cortical, hay también alguna evidencia que sugiere que los caminos de las células rojo-verde y azul-amarillo, permanecen segregados en V1 [Martin et al (1997)], aunque esto todavía es polémico. La arquitectura distintiva de los sistemas rojo-verdes y azul-amarillos se empareja por una historia evolutiva diferente, con evidencia genética molecular que sugiere tiempos evolutivos distintos. [Martin (1992)]

*Capítulo 1 Fundamentos neurales*

*Capítulo 2 Cataratas*

# **Capítulo 2**

# **Cataratas**

*Capítulo 2 Cataratas*

### **2.1.- Descripción:**

El proceso de envejecimiento del cristalino que lleva a la catarata queda reflejado en el estudio de los cambios que se producen con la edad y afectan a su función. El aumento de peso y de grosor afecta con una disminución de su poder acomodativo. Según se van formando nuevas capas concéntricas de fibras corticales, el núcleo cristalino experimenta una compresión y un endurecimiento (esclerosis nuclear). La modificación química y la descomposición proteica de las cristalinas (proteínas del cristalino) dan lugar a la formación de agregados proteínicos de alto peso molecular que alcanzan un tamaño suficiente como para ocasionar fluctuaciones bruscas del índice refractivo local del cristalino, dispersando la luz y disminuyendo la transparencia de este. La modificación química de las proteínas nucleares del cristalino también aumenta la pigmentación, hace que el cristalino adopte un tono amarillo pardusco con el paso del tiempo. Otros cambios que se relacionan con la edad comprenden un descenso en la concentración de glutatión y del potasio y un aumento en las concentraciones de sodio y calcio en el citoplasma de las células lenticulares. Todo ello implica una disminución de la calidad de visión, cuya patogenia es multifactorial. [Gregory et al (2009), Milton et al (2006)].

## **2.2.- Prevalencia.**

La falta de un sistema estandarizado y ampliamente aceptado de clasificación de las opacidades lenticulares dificulta la evaluación precisa de la prevalencia e incidencia de las cataratas. Los métodos de exploración suelen resultar subjetivos, de modo que los resultados presentan con facilidad sesgo. La mayoría de las estimaciones de frecuencia de la catarata asociada al envejecimiento se basan en datos de grupos selectivos más que en poblaciones generales. Y muchos de los pacientes ancianos pueden mostrar enfermedades asociadas que ocasionan pérdida de la visión, pérdida que podría atribuirse difícilmente a la modificación del cristalino.

La OMS (Organización Mundial de la Salud), informa que la primera causa de ceguera en el mundo son las cataratas. Pueden tener un origen congénito, metabólico o traumático. Las cataratas asociadas al envejecimiento revisten la mayor repercusión socio-económica debido a la cada vez mayor longevidad de la población, por lo que la prevalencia mundial por pérdida visual como consecuencia de opacidades lenticulares está aumentando cada año.

En el año 2002 la OMS estimó que la catarata producía una ceguera reversible en más de diecisiete millones de personas, lo que representaba el 47,8% de los 37 millones de ciegos de todo el mundo. En el año 2020 la cifra alcanzará los 40 millones. En EE.UU. las cataratas afectan a una de cada seis personas, y se practicaron 2,5 millones de operaciones de cataratas, lo que representa una tasa de 8.000 operaciones



por millón de habitantes. En China esta tasa es inferior a 300 operaciones por millón, y en algunas regiones del mundo en vías de desarrollo, este número puede bajar hasta 50 operaciones por millón.

Entre los primeros estudios de prevalencia en la década de los 90, cabe destacar el "Age Related Eye Disease Study AREDS (2001)". Entre otras cosas, este estudio reveló un alto grado de fiabilidad en la graduación de la intensidad de las opacidades lenticulares. Esta clasificación de las cataratas, se efectúa a partir de fotografías, sistema que podría ayudar en los estudios futuros sobre la incidencia y progresión de las mismas. [Javitt et al (2007)] En la misma década, otro estudio de carácter poblacional "Beaver Dam Eye Study", señaló que el 38,8% de los hombres y el 45,9% de las mujeres mayores de 74 años sufrían cataratas con repercusión funcional en la visión.

Entre los años 1993 y 1995 se realizó un seguimiento de dicho estudio para calcular la incidencia de las cataratas según el tipo, nucleares, corticales y subcapsulares posteriores en la cohorte examinada. La incidencia de cataratas nucleares alcanzó el 13,1%, las corticales el 8,2% y de la subcapsulares posteriores el 3,4%. La incidencia acumulativa basal de las cataratas nucleares aumentó desde el 2,9% de las personas de 43 a 54 años hasta el 40% entre las personas de 75 ó más años. Una de las conclusiones definitivas fue la mayor probabilidad de sufrir cataratas nucleares en las mujeres que en los hombres. [Klein et al (1982), Klein et al(1998)] .

El estudio "Baltimore Eye Survey" reveló que las cataratas constituían la primera causa de ceguera entre las personas

mayores de 40 años. La catarata no tratada representó el origen de la ceguera en el 27% de los afroamericanos y del 13% de los caucásicos.

El “Longitudinal Study of Cataract (LSC)” fue un estudio epidemiológico sobre la evolución natural y los factores de riesgo para las opacidades lenticulares. [Leske et al (1997)]. La opacificación nuclear en este estudio, se relacionó con el envejecimiento, la raza blanca, la falta de estudios, la medicación, el tabaquismo activo y los antecedentes familiares de cataratas. En él, se evaluaron también las nuevas opacidades lenticulares y la progresión de las mismas con un baremo experimental denominado Lens Opacities Classification System III (LOCS III). La edad mediana de los participantes del estudio fue de 65 años y la incidencia de nuevas opacidades alcanzó el 6% a los dos años y el 8% a los cinco años. Tras un seguimiento de cinco años la tasa de incidencia de las opacidades corticales y subcapsulares posteriores representa el 7,7% y el 4,3% respectivamente. La progresión de las opacidades subcapsulares preexistentes resultó mayor y llegó a 55,1% a los cinco años de seguimiento. Aunque las tasas de incidencia de las opacidades corticales y subcapsulares posteriores resultaron mucho mayores para las personas de 65 años o más, que para las menores de 65, la tasa de progresión se asemeja mucho en estos dos grupos etarios. [Williams et al (2006)].

El “Barbados Eye Study”, aportó datos sobre la prevalencia de opacidades lenticulares en la población predominantemente negra. Las opacidades corticales resultaron el tipo más

frecuente de cataratas y confirmaron que las mujeres mostraban una frecuencia superior de opacificación. [Leske et al (1997)].

Como datos más recientes, en España, la estimación de la prevalencia de cataratas depende del criterio utilizado para su definición. Con datos entre el periodo 1996-2005 publicados por [Beguiristain et al (2008)], priorizando el factor caracterizado por la transparencia, es decir, la morfología prima sobre la valoración de la pérdida de AV, y extrapolando el número de cataratas (AV<0,50) existentes en la población del País Vasco como modelo al resto de España, podemos mencionar, según grupos de edad, los siguientes porcentajes de prevalencia ajustada: entre 65-69 años 5,65%, entre 70-74 años 10,55%, entre 75-79 años 22,30%, entre 80-84 años 40,67% y mayores de 84 años 60,23%.”

Cuando se define catarata como opacificación y nivel de agudeza visual conjuntamente los estudios describen prevalencias entre el 15 y 30%. La prevalencia aumenta con la edad, alcanzando entre un 40% y más del 60% de la población a partir de los 70-75 años”

### **2. 3.- Tipos de cataratas.**

La descripción clínica y clasificación de las cataratas relacionadas con la edad puede basarse en la clasificación de tres componentes o parámetros universalmente reconocidos

como el núcleo, el córtex y la cápsula, Figura 2.1. dando base a la nominación de cataratas nucleares, corticales y subcapsulares posteriores.

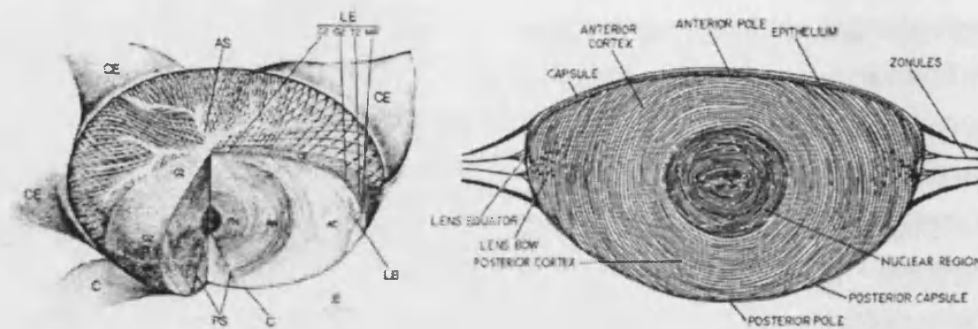


Figura 2.1. Imagen y corte del cristalino; **AC**, corte adulto; **AN**, núcleo embrionario; **FN**, núcleo fetal; **GZ**, zona de desarrollo de la lente; **LB**, zona arqueada de la lente; **LE**, epitelio de la lente; **MR**, borde meridional; **PS**, sutura posterior; **TZ**, zona de transición.

**Cataratas nucleares.** Es normal cierto grado de esclerosis y amarilleamiento del núcleo cristalino entre los adultos una vez pasada la madurez. En general, este estado sólo interfiere mínimamente con la visión. La cantidad excesiva de dispersión lumínica y amarilleo se denomina catarata nuclear, que produce una opacidad central. El especialista puede evaluar el grado de incremento del color y la opacificación con la lámpara de hendidura y examinar el reflejo rojo a través de la pupila.

Las cataratas nucleares tienden a progresar con lentitud. Aunque habitualmente son bilaterales, pueden ser asimétricas. Las cataratas nucleares producen en general una mayor afectación de la visión lejana que de la cercana. En las primeras etapas, el endurecimiento progresivo del núcleo suele

motivar un incremento del índice refractivo del cristalino y una desviación miópica de la refracción denominada miopía lenticular.

La desviación miópica de los ojos hipermetropes y emetropes permite, por otra parte, leer sin gafas a las personas con presbicia, estado que se conoce como segunda visión. A veces, el cambio brusco del índice de refracción entre el núcleo esclerótico u otras opacidades del cristalino y la corteza puede ocasionar una diplopía monocular. El tinte amarillo pardo progresivo del cristalino puede hacer que se discriminen mal las tonalidades de color, sobre todo en el extremo azul del espectro visible de la luz. La función fotópica retiniana puede disminuir en la catarata nuclear avanzada. En las fases finales, el núcleo del cristalino se opacifica y se vuelve pardo, con lo que se habla de cataratas nucleares brunescientes.

Desde el punto de vista histopatológico, el núcleo de la catarata nuclear es difícil de separar del núcleo del cristalino normal envejecido. Los estudios por microscopía electrónica revelan un mayor número de remolinos laminares de la membrana en algunas cataratas nucleares. El grado en que se agregan las proteínas en estas modificaciones membranas y su contribución a incrementar la dispersión de la luz en las cataratas nucleares no está claro.

*Cataratas corticales:* Contrariamente a las cataratas nucleares, las cataratas corticales se asocian a una disgregación local de la estructura de las fibras maduras. Una vez que se merma la integridad de la membrana, las células afectadas pierden metabolitos esenciales, pérdida que determina una oxidación y

una precipitación extensa de las proteínas. Las cataratas corticales suelen ser bilaterales, pero, a menudo, resultan asimétricas. Su efecto sobre la función visual varía notablemente, en función de la posición de la opacidad con respecto al eje visual. Un síntoma frecuente de las cataratas corticales es el deslumbramiento a partir de fuentes luminosas focales intensas, como los faros de los coches o el alumbrado urbano. También puede ocurrir una diplopía monocular. Las cataratas corticales varían mucho en su velocidad de progresión. Algunas permanecen estables durante largos periodos y otras progresan con rapidez.

Los primeros signos de las cataratas corticales, que se ven con la lámpara de hendidura, son vacuolas y fisuras de agua en la corteza anterior y posterior del cristalino. Las láminas corticales pueden estar separadas por líquido. Las opacidades cuneiformes, llamadas a menudo radios corticales, se forman cerca de la periferia del cristalino, y la punta de la opacidad se orienta hacia el centro. Como estas opacidades periféricas afectan a fibras que se extienden de las suturas posteriores a las anteriores, sólo afectan las regiones centrales de las fibras. En las primeras fases de la catarata, las fibras afectadas conservan la transparencia en sus extremos anteriores y posteriores. Los radios corticales se ven como opacidades blancas con la lámpara de hendidura y como sombras oscuras con la retroiluminación. Las opacidades cuneiformes pueden extenderse a fibras adyacentes, así como en la trayectoria de las fibras afectadas, incrementando los grados de opacidad y extendiéndose hacia el eje visual. Cuando toda la corteza, desde la cápsula hasta al núcleo, se torna blanca y opaca, se

dice que la catarata está madura. En las opacidades maduras, el cristalino absorbe agua, y se hincha para dar una catarata cortical intumesciente.

La catarata hipermadura ocurre cuando el material cortical degenerado escapa a través de la cápsula del cristalino haciendo que ésta se contraiga y se arrugue. La catarata de Morgagni tiene lugar cuando la licuefacción adicional de la corteza permite el desplazamiento libre del núcleo dentro de la cápsula

Las cataratas corticales se caracterizan, en el examen histopatológico, por la tumefacción y la disgregación locales de las fibras del cristalino. En las ranuras que dejan las fibras del cristalino, se ven glóbulos de material eosinófilo que se denominan glóbulos de Morgagni.

*Cataratas subcapsulares posteriores:* La aparición de las cataratas subcapsulares posteriores es frecuente entre pacientes más jóvenes que las cataratas nucleares o corticales. Las cataratas subcapsulares posteriores se sitúan en la capa cortical posterior y suelen ser axiales. El primer indicio de su formación es un brillo iridiscente sutil de las capas corticales posteriores que se aprecia con la lámpara de hendidura. En las etapas sucesivas aparecen opacidades granulares que confluyen en una placa situada en el córtex posterior.

El paciente suele quejarse de deslumbramiento y mala visión en condiciones de iluminación brillante porque la catarata subcapsular posterior oscurece la mayor parte del orificio pupilar cuando la luz brillante, la acomodación o los mióticos

inducen miosis. La agudeza visual de cerca tiende a reducirse más que la remota. Algunos pacientes experimentan diplopía monocular. La detección de las cataratas subcapsulares posteriores con lámpara de hendidura se realiza mejor cuanto más dilatada esta la pupila. Puede ayudar también la retroiluminación.

Las cataratas subcapsulares posteriores constituyen uno de los principales tipos de cataratas relacionadas con el envejecimiento. Sin embargo también pueden ocurrir como consecuencia de traumatismos, administración de medicamentos por vía sistémica, tópica o intraocular, procesos inflamatorios, exposición a radiaciones ionizantes y alcoholismo.

La catarata subcapsular posterior se asocia, desde el punto de vista histopatológico, a la migración posterior de las células epiteliales desde el ecuador del cristalino hasta el eje sobre la cara interna de la cápsula posterior. Durante su migración o después de su llegada al eje posterior, estas células experimentan un incremento aberrante. Estas células hinchadas se denominan células de Wedl o vesículas. [Kuszar et al (1994)].

#### **2.4.- Métodos de clasificación.**

Con la finalidad de evaluar y transmitir de forma reproducible información sobre el grado de las cataratas, es preciso



disponer de una referencia unificada o clasificación. La principal aplicación, además de la evaluación de fármacos y técnicas quirúrgicas aplicables, es de ayuda a la recopilación de datos epidemiológicos que permitan realizar estudios de forma ordenada y así poder facilitar datos estadísticos precisos que superen la anarquía de los primeros trabajos sobre el tema, dada la falta de precisión en el tamaño, forma, densidad y localización de la opacidad.

Este fin, ha llevado a numerosos investigadores a la creación de diferentes tablas para superar la simplicidad de clasificaciones usuales basadas en apreciaciones subjetivas de (+, ++, +++) que resultaban poco precisas. Sin embargo el éxito ha sido contrapuesto, porque su finalidad no era la misma o por la carencia de medios precisos.

Mencionaremos en particular dos tipos de tablas, "BCN-10 Clasificación decimal de las cataratas" (Figura 2.2.) desarrollada por los Dres. Rafael I. Barraquer, Felipe T. Tsiplakos, Marco Álvarez Fischer y Alejandro Álvarez López de la Clínica Barraquer [Barraquer et al. (2007)], con el fin exclusivo quirúrgico y la tabla de clasificación más reconocida e internacional, denominada LOCS III (Lens Opacities Classification System III) desarrollada por Chylack y colaboradores (1993).

La tabla BCN-10 (Clasificación decimal de las cataratas), tiene como objetivo principal la predicción quirúrgica, al ser capaz de predecir el grado de dificultad operatoria, y por tanto facilitar la selección de la mejor técnica o táctica en cada caso.



Figura 2.2. Tabla de valoración BCN-10

Dicha tabla pretende incluir grados más avanzados de cataratas que los ofrecidos por la LOCS III, fundamentalmente en su tipo nuclear por presentar mayor dificultad quirúrgica.

La valoración clasificatoria se efectúa mediante comparación fotográfica y la apreciación directa con una lámpara de hendidura. El componente N (nuclear) se basa en una combinación de la densidad óptica y el color nuclear. La escala decimal en grados se ha escogido en intervalos equidistantes desde transparencia (N1) hasta la catarata nigrans (N10). Dada la menor incidencia práctica quirúrgica de las cataratas cortical y subcapsular posterior, su descripción es menos detallada, manejando los valores de leve (C1, SCP1), moderada (C2, SCP2), y severa (C3, SCP3). La capacidad de

predicción y clasificación de BCN-10 es orientativa y limitada a uso quirúrgico.

El III LOCS, Sistema de Clasificación de las Opacidades Cristalinas III (en inglés Lens Opacities Classification System III – LOCS III), se basa en el Estudio Longitudinal de las diapositivas de cataratas almacenadas en la biblioteca del Centro de Investigación Clínica de la Catarata en Boston, Massachusetts. LOCS III establece un sistema de registro que nos permitirá clasificar en grupos y subgrupos las diferentes opacificaciones. [Leo et al. (1993)].

El sistema LOCS III ha demostrado utilidad clínica y será el que nosotros utilizaremos como consecuencia de ser fácil de interpretar, leer y comparar resultados de los valores medidos de manera coherente. Dicho método supera ampliamente las clasificaciones de la catarata basadas en " la madurez " nominadas con los signos clásicos de (+, ++, +++) para definir el grado de opacificación o progresión que son insuficientes para realizar estudios estadísticos y científicos de epidemiología con solvencia.

El sistema LOCS III usa la referencia de imágenes fotografiadas mediante utilización de una lámpara de hendidura con fuentes de iluminación con forma de cortección y técnicas de retroiluminación tomadas durante el examen del segmento anterior del ojo. Este método permite definir la magnitud de la opacificación y los cambios en la estructura nuclear, subcapsular y cortical posterior, así como también se valora la magnitud de cambios del color del núcleo y la intensidad de opalescencia nuclear en la comparación con

los patrones fotográficos de diferentes opacidades. [Chylack et al. (1993), Davison et al (2003)]. El “Lens Opacities Classification System III (LOCS III)”, derivado de la clasificación LOCS II (1985), consiste en tres series de fotografías normalizadas Figura 2.3., en las que se clasifican y evalúan cuatro rasgos: la opalescencia nuclear (NO), el color nuclear (NC), la catarata cortical (C) y la catarata subcapsular posterior (P). La opalescencia nuclear (NO) y el color nuclear (NC) se gradúan en con rango decimal de 0.1 a 6.9, basado en una serie de seis fotografías normalizadas con las nomenclaturas “NO1-NC1, NO2-NC2, NO3-NC3, NO4-NC4, NO5-NC5, NO6-NC6”, cuantificado decimalmente en progresión de 0,1 a 6,9, que indica este último el estado avanzado de opacificación y brunescencia del núcleo. La catarata cortical (C) y la catarata subcapsular posterior (P) se rigen del mismo modo que la opalescencia y color nuclear, basándose en este caso en una serie de 5 imágenes fotografiadas mediante el método de retroiluminación y graduándose con un rango decimal de 0.1 a 5.9 con nomenclaturas de “C1, C2, C3, C4, C5 y P1, P2, P3, P4, P5”, que indica valores decimales desde 0,1, completamente transparente o incoloro, al 5,9 opacificación completa de la corteza o de la cápsula posterior.

Esta clasificación es la más empleada para valorar cataratas tanto en la clínica diaria como en trabajos de investigación. Una opacidad nuclear o cortical de puntuación de dos o menor, según el sistema de clasificación LOCS III suele considerarse como cambio fisiológico normal en relación con la edad y no constituye cataratas [Sistema de Clasificación de Opacidades

del Cristalino (LOCS III), Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica (2011)].



Figura 2.3. Clasificación Lente Opacidades Clasificación Sistema III (LOCS III).

*Capítulo 2 Cataratas*

# **Capítulo 3**

## **Sensibilidad al contraste**

*Capítulo 3 Sensibilidad al contraste*



### 3.1.- Conceptos preliminares

Se denomina contraste al parámetro físico que describe las variaciones de luminancia en una imagen respecto del valor promedio. La valoración métrica para cuantificar el contraste no es una cuestión trivial porque, en general, la luminancia puede ser distinta en cada píxel de la imagen. Afortunadamente, las imágenes que se utilizan como estímulo para evaluar el estado del sistema visual de un individuo no son cualesquiera. Lo usual es que un estímulo, o bien, se reduzca a un solo objeto con cierta luminancia presentado sobre un fondo uniforme, o bien, se trate de un patrón periódico, con un perfil espacial generalmente sinusoidal, o eventualmente cuadrado. En un estímulo aperiódico, se define el contraste simplemente como:

$$C = \frac{\Delta Y}{Y_0}$$

*Fórmula 3. 1. Definición del contraste en un estímulo aperiódico.*

Donde  $\Delta Y$  es la amplitud (en luminancia) del estímulo introducido sobre un fondo de luminancia  $Y_0$ , con  $Y_0 \neq 0$ . Esta definición del contraste se conoce como contraste de Weber. El parámetro que define un patrón periódico es la frecuencia espacial, esto es, el número de veces que se repite un ciclo completo por unidad de ángulo subtendido. El perfil de luminancia en un patrón sinusoidal, con una periodicidad de

frecuencia  $f$  (medida en cpd) y con la modulación orientada en la dirección  $\theta$ , se escribe de la forma:

$$Y(x, y) = Y_0 + A \operatorname{sen}(2\pi(f_x x + f_y y) + \Phi)$$

*Fórmula 3.2. Perfil de luminancia en un patrón sinusoidal, con una periodicidad de frecuencia  $F$  (medida en cpd) y con la modulación orientada en la dirección  $\theta$ .*

donde  $Y_0$  es la luminancia media,  $A$  es la amplitud,  $f_x$  y  $f_y$  son las frecuencias del patrón en las direcciones  $x$  e  $y$ , respectivamente (medidas ambas en cpd), esto es:

$$f_x = f \cos \theta \quad \text{Fórmula 3.3a.} \quad f_y = f \operatorname{sen} \theta \quad \text{Fórmula 3.3b.}$$

*Frecuencias del patrón en las direcciones  $x$ ,  $y$ .*

O lo que es lo mismo:

$$f = \sqrt{f_x^2 + f_y^2} \quad \text{Fórmula 3.4a.}$$

$$\operatorname{tg} \theta = \frac{f_y}{f_x} \quad \text{Fórmula 3.4b.}$$

La fase  $\Phi$ , determina cual es la luminancia en el origen de coordenadas  $(x=0, y=0)$ . Si  $\Phi$  es cero o múltiplo de  $\pi$ , la luminancia en el origen es cero y el patrón tiene simetría impar, si  $\Phi$  es  $\pi/2$  o un múltiplo impar de  $\pi/2$ , la luminancia en el origen es máxima y el patrón tiene entonces simetría par. En lenguaje coloquial la imagen de los patrones donde  $f_y=0$  y  $\Phi=\pi/2$  se les llama gratings, nombre que utilizaremos en adelante. El contraste se define en este caso como:

$$C = \frac{A}{Y_0}$$

Fórmula 3.5. Definición del contraste.

o lo que es lo mismo:

$$C = \frac{Y_{\max} - Y_{\min}}{Y_{\max} + Y_{\min}}$$

Fórmula 3.6. Definición del contraste.

En este trabajo, nos referiremos esencialmente a la sensibilidad al contraste medida con patrones periódicos sinusoidales.

### **3.2.- La función de sensibilidad al contraste (CSF) estándar o acromática.**

Conviene mencionar que los primeros estudios sobre la sensibilidad al contraste de Schade y De Lange se realizaron para estudiar el procesamiento de la información visual espacial y temporal [Schade (1956), De Lange (1958)]. La sensibilidad al contraste espacial, es el contraste necesario para detectar una red, este hecho se denomina umbral de contraste para una frecuencia dada, y su valor inverso se define como sensibilidad al contraste. En consecuencia la gráfica que muestra la cantidad de contraste imprescindible para detectar redes de distinta frecuencia espacial se conoce como umbral de la sensibilidad al contraste espacial. La sensibilidad al contraste espacial puede ser medida hasta cierto punto, pero generalmente es evaluada con gráficos impresos.

La sensibilidad al contraste temporal, brinda información sobre la habilidad del sistema visual para separar acciones en un periodo de tiempo, es decir capacidad temporal. Se construye a partir de mediciones de la amplitud de modulación porcentual umbral, en función de la frecuencia de modulación temporal del estímulo. Cuando la luminancia de adaptación aumenta desde condiciones mesópicas a fotópicas, la sensibilidad temporal aumenta para todas las frecuencias, la frecuencia a la cual se tiene el pico de sensibilidad temporal aumenta y la frecuencia más alta que puede ser detectada también aumenta. Del mismo modo que para la función de sensibilidad espacial, si la onda que representa la fluctuación de luz se descompone en

Si las frecuencias componentes, la fluctuación sólo será visible si al menos una de las frecuencias componentes cae dentro del límite establecido por la función de sensibilidad temporal. La sensibilidad al contraste temporal prueba la capacidad de detectar cambios de contraste a través del tiempo. Para esto, se suele usar un monitor de vídeo que permitirá alternancia luz-oscuridad (parpadeo acromático) [Rick Wilson (2010)].

Mientras no se diga lo contrario, cuando hablamos de sensibilidad al contraste, estamos refiriéndonos a la sensibilidad para detectar redes acromáticas.

La función que relaciona lo que se conoce como contraste de Michelson es independiente de la forma particular del perfil, no importa si éste es sinusoidal, cuadrado o de cualquier otro tipo. A la inversa del contraste mínimo (contraste umbral) necesario para detectar un objeto sobre un fondo, o un patrón espacial con una frecuencia del estímulo se conoce como *Contrast Sensitivity Function* (en adelante, *CSF*). En la forma típica de una *CSF*, la frecuencia óptima es del orden de 3-4  $c/^\circ$  y la resolución, esto es, la frecuencia más alta que es posible detectar llevando el contraste al valor máximo posible, que es la unidad de acuerdo con la definición anterior, está en promedio de 40-60  $c/^\circ$ . En óptica, una función de la frecuencia bien conocida para caracterizar la calidad de un sistema formador de imágenes es la denominada función de transferencia de la modulación. Esta función (en adelante, *MTF*), se define de la forma:

$$MTF(f) = \frac{C_s(f)}{C_e(f)}$$

Fórmula 3.7. Función de la transferencia de la modulación.

donde  $C_e$  y  $C_s$  son los contrastes del objeto (entrada del sistema) y de la imagen (salida del sistema), respectivamente, y se puede leer, por consiguiente, como si fuera la transmitancia en contraste de un filtro. Si pensamos en el sistema visual, de manera global, como si fuera un sistema formador de imágenes, y asumimos que en el umbral de contraste la respuesta del sistema es independiente de la frecuencia, entonces la  $MTF$  y la  $CSF$  serían funciones proporcionales. En efecto, la  $CSF$  se puede escribir de la forma:

$$CSF(f) = \frac{K}{C_{umb}(f)}$$

Fórmula 3.8.  $CSF$  cuando el umbral de contraste es independiente de la frecuencia.

donde  $K$  es un factor de escalado global arbitrario, y la expresión se puede reescribir:

$$MTF(f) = \frac{R_0}{C_{umb}(f)}$$

Fórmula 3.9.  $MTF$  cuando el umbral de contraste es independiente de la frecuencia.

Con lo que las dos funciones tendrían la misma forma y sólo diferirían en un factor global, arbitrario. Los conceptos de *MTF* y de *CSF* se pueden aplicar no sólo al sistema visual de manera global, sino a cada una de las partes que lo componen por separado. Consideremos el sistema visual como dos sistemas sucesivos, una parte óptica y una parte neural. De acuerdo con lo que acabamos de discutir es fácil demostrar que:

$$CSF(f) \propto MTF_{opt}(f) \times CSF_{neural}(f)$$

*fórmula 3.10. Efecto MTF y CSF considerando el sistema visual formado por una parte óptica y otra neural.*

y comoquiera que la *MTF* de cualquier sistema óptico tiene forma de pasa-baja, no queda más que imputar la forma de pasa-banda del sistema visual al procesado neural que tiene lugar tras la formación de la imagen en el mosaico de los fobreceptores. De hecho, la primera estimación de la *MTF* óptica fue realizada utilizando esta relación, midiendo la *CSF* neural mediante un procedimiento interferométrico que permite byasear el sistema óptico formando las redes directamente sobre la retina [Campbell et al (1965)]. Las medidas de la *MTF* óptica más modernas se realizan no obstante mediante un procedimiento objetivo que no requiere de la medida de un umbral y que se conoce como método de doble paso [Sintamaría et al (1984)]. No obstante, los resultados que se

obtienen mediante este procedimiento, no difieren en lo esencial de los resultados que se obtienen mediante un método interferométrico [Williams et al (1994)].

Así, ambas funciones tienen la misma forma y sólo difieren en un factor global desconocido. No sólo pueden definirse la *MTF* y la *CSF* para el sistema visual global, pero también para sus partes constitutivas. Permítanos considerar, en particular, que el sistema visual se forma por dos sistemas que actúan en la sucesión: el sistema óptico y el sistema neural. Desde la *MTF* del sistema global, el producto de las *MTFs* de su parte óptica y neural, aplicando sobre la ecuación anterior, nos da el siguiente resultado:

$$CSF(f\theta) \propto MTF_{opt}(f\theta) \times CSF_{neural}(f\theta)$$

Fórmula 3.11. Fórmula desde la *MTF* del sistema global, el producto de las *MTFs* de su parte óptica y neural.

Como dijimos anteriormente, dado que la *MTF* de cualquier sistema óptico está formada por pasa-baja, la forma de la pasa-banda del *CSF* del sistema visual debe ser debida al proceso neural de la imagen formado en el mosaico de fotorreceptores. De hecho, la primera medida experimental de la *MTF* óptico en un ser vivo se logró usando la ecuación Fórmula 3.11., dónde la *CSF* neural era moderada con gratings formados directamente en la retina por medio de métodos interferométricos que desvían el sistema óptico. [Campbell et al



(1965), Santamaría et al (1984)] . Las dimensiones actuales del *MTF* óptico están basadas en un procedimiento objetivo, no en las dimensiones del contraste-umbral. Sin embargo, los resultados obtenidos con esta técnica no difieren en nada esencial de aquéllos derivados con un método interferométrico. [Williams et al (1994)].

En cualquier frecuencia, la sensibilidad del contraste es básicamente la misma  $\theta=0$  radianes y  $\theta=\pi/2$  radianes, pero una reducción de sensibilidad significativa se encuentra alrededor de  $\theta=\pi/4$  radianes, sobre todo para las frecuencias más altas, donde los resultados son una pérdida de resolución cuando las dimensiones se llevan a cabo con gratings que tienen esta orientación. [Campbell et al (1966), Regan et al (1983)] Este comportamiento del sistema visual es bien conocido, y se ha nombrado como el " efecto " oblicuo. Aunque las causas exactas de este efecto han sido durante mucho tiempo huidizas, en la actualidad parece claro que es de origen cortical. [ McMahan et al (2003)]

La sensibilidad a test periódicos es mayor cuando la red está orientada horizontal o verticalmente, que cuando la orientación es oblicua. Este efecto es conocido como "efecto oblicuo". El efecto oblicuo es más pronunciado en el rango de las altas frecuencias espaciales, no siendo, por lo tanto, independiente de la frecuencia de la red. Este efecto puede parecer en principio relacionado con el astigmatismo óptico del ojo, ya que ambos presentan consecuencias similares en aquellos casos de astigmatismo en que las líneas oblicuas están algo desenfocadas. Sin embargo se ha comprobado que el efecto

oblicuo se produce en ausencia de astigmatismo. Además, aunque en un ojo normal pudiera existir algo de astigmatismo, como aberración residual, tampoco éste tendría influencia en el efecto oblicuo, ya que éste se observa también cuando se evita la óptica del ojo formando franjas de interferencia directamente sobre la retina. Por lo tanto es muy probable que este efecto sea de origen neural. Experiencias realizadas con potenciales evocados sugieren el origen cortical de este efecto, ya que no parece que la retina presente anisotropías en su actividad eléctrica.

En lo que sigue, nosotros asumiremos que no hay ninguna razón de naturaleza óptica que le hace necesario introducir una dependencia explícita en la orientación de la *MTF*, un hecho que también afectaría finalmente el *CSF*, y nosotros discutiremos sólo el efecto de frecuencia en el *CSF*, mientras reservamos la orientación del estímulo fijada en los valores de  $\theta = \pi/2$  radianes.

### 3.3.- Parámetros que afectan a la *CSF* acromática

La sensibilidad del sistema visual para detectar estímulos, sean periódicos o no, depende de diversos parámetros, que podríamos clasificarlos genéricamente como ópticos y neurales, destacando la luminancia media, color, excentricidad, localización en el campo visual, y tamaño del estímulo (tests no periódicos). En el caso que nos ocupa, ya que los estímulos utilizados para determinar la *CSF* son redes, también tiene

influencia en la sensibilidad del sistema la orientación de la red presentada al observador. Existen además, otros parámetros que afectan a la CSF del sistema pero que conviene diferenciarlos de los anteriores, ya que no son variables del estímulo sino que son en realidad variaciones del propio sistema. Tales parámetros son el tamaño de la pupila, el desenfoque y estado refractivo del sujeto y la edad del observador [Campbell et al (1965), Wang et al (1997), Navarro et al (1993), Williams et al (1996), Campbell et al (1965), Wang et al A (1997)]. La forma general de la CSF, es la que corresponde a un filtro de banda-banda, que se caracteriza por tener un pico de sensibilidad máxima para un cierto valor de la frecuencia y una disminución de la sensibilidad a ambos lados de ese valor. A niveles de iluminación fotópicos, el máximo de sensibilidad se sitúa entre los 4-8 c/º, dependiendo este valor del nivel de luminancia media. A partir de ese valor, la sensibilidad decrece a medida que la frecuencia espacial aumenta o, dicho de otro modo, cuando aumenta la frecuencia espacial va aumentando también el contraste necesario para detectar la red. De este modo se llega a una frecuencia límite, la máxima que es posible detectar, para lo cual se necesita contraste máximo. Esta frecuencia de corte es una medida de la Agudeza Visual, y se sitúa alrededor de los 60 ciclos/grado.

*Luminancia:* la luminancia media, o nivel de adaptación, utilizada en la determinación de la CSF influye notablemente en el resultado que se obtiene. Los cambios que se observan en la CSF al variar la luminancia manteniendo el resto de los parámetros constantes (pupila, tamaño del test, etc.) se pueden describir: Un aumento de la sensibilidad al aumentar la

luminancia. La frecuencia límite que el sistema visual es capaz de resolver, es decir la AV, es mayor al crecer la luminancia. El pico de máxima sensibilidad del sistema se desplaza hacia frecuencias más altas cuando la luminancia crece. De hecho cuando la luminancia media es alta, la CSF tiene forma de pasa-banda, como ya sabemos y la forma general de la curva varía desde la forma de filtro pasa-banda-baja, a luminancias bajas, hasta la de filtro de pasa-banda-alta a luminancias superiores. Figura 3.1.

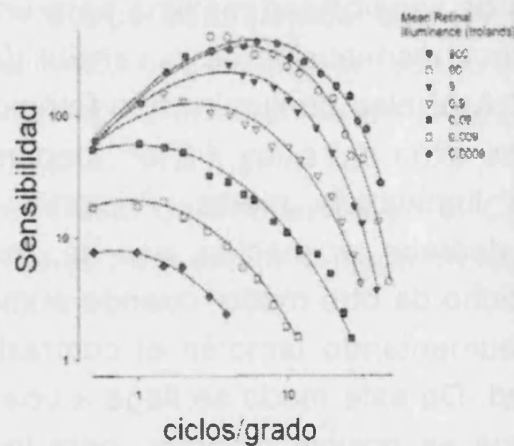


Figura 3.1. Curvas CDFS espaciales para distintos valores de luminancia.

Conforme la luminancia media disminuye hasta alcanzar la frontera del nivel escotópico, la sensibilidad y la resolución disminuyen y la forma de la CSF tiende de pasa-banda-baja. Cuando nos adaptamos a luminancias aún más bajas, la sensibilidad y la resolución continúan disminuyendo y la forma

de la CSF se hace completamente pasa-baja. A partir de cierta luminancia, la ley que gobierna la adaptación en la región de frecuencias bajas es la ley de Weber; en efecto, nótese que cuando la frecuencia tiende a cero, el umbral en contraste es independiente de la luminancia media, o en otras palabras, el umbral en amplitud es proporcional a la luminancia media. En la región de frecuencias altas, sin embargo, el umbral en contraste disminuye con la raíz cuadrada de la luminancia media porque el umbral en amplitud aumenta con la raíz cuadrada de la luminancia media, lo que se conoce como la ley de DeVries-Rose. La luminancia de transición de De Vries-Rose a Weber crece con el cuadrado de la frecuencia de acuerdo con la hipótesis de flujo constante [Van Nes et al (1967), Valero et al (2004)].

Es conocida la dependencia de la agudeza visual con la luminancia para los objetivos de alto-contraste y con los niveles de luminancia de alto contraste (fotópico) [Bedell et al (2002)]. La CSF estándar en nivel fotópico está mediada por las células del camino Parvocelular. Sabemos que esto es así, porque la CSF que se midió en los monos [(Merigan et al (1991), Merigan et al (1991)], en los que se ha practicado en el NGL una lesión selectiva que elimina el camino Magnocelular no varía significativamente de la que medían antes de haberse producido la lesión; sin embargo, cuando la lesión se practica en el camino Parvocelular, lo que se encuentra es que la sensibilidad disminuye en todas las frecuencias de tal manera que la CSF cambia de pasa-banda a pasa-banda-baja. Figura 3.2. Este resultado está en aparente contradicción con la alta sensibilidad de las células M, superior a la de muchas células

P, con tal de que la frecuencia no sea mayor de 2-3 cpd. [Hicks et al (1983)]. Por lo tanto debemos ser muy cuidadosos con no identificar erróneamente las propiedades globales de un mecanismo con las propiedades de sus componentes individuales, ya que las de aquel dependen, además, de cómo se sumen las respuestas de éstos para generar la respuesta global.

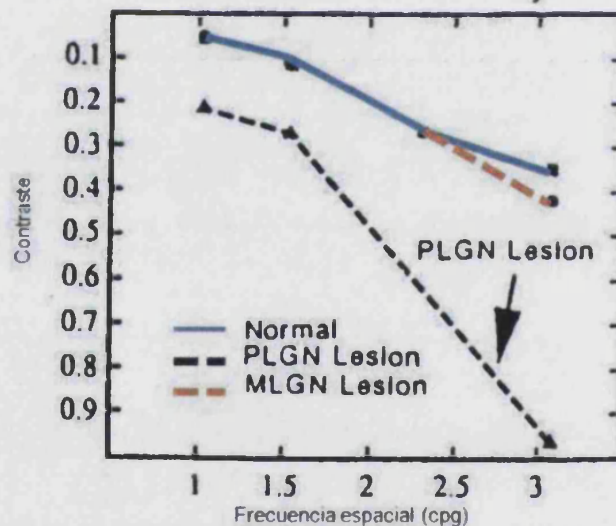


Figura 3.2. La CFS acromática de un mono al que no se le ha practicado ningún tipo de lesión y la CFS de un mono con dos lesiones, una de ellas, en el camino magnocelular y otra en el camino parvocelular.

Cuando la luminancia media se reduce hasta las proximidades del nivel escotópico, las detecciones pasan a estar mediadas por las células del camino Magnocelular, cuya CSF es, como mecanismo global, pasa-banda-baja. De nuevo tenemos contradicciones con las propiedades individuales de las células ya que las CSFs individuales son pasa-banda [Derrington et al (1984)]. Cuando el sistema visual está adaptado básicamente a

la oscuridad, las periferias de los campos receptivos de las células M se suprimen [Barlow et al (1957)], y la CSF se hace completamente pasa-banda-baja, como corresponde a un mecanismo que ha perdido la selectividad espacial.

*Excentricidad:* dado que lo que se pretende de la CSF es que describa el funcionamiento del sistema visual en cuanto a la transmisión de frecuencias espaciales, no tendría mucho sentido el determinar varias funciones características para el mismo sistema a distintas excentricidades. De ahí que la CSF se determine siempre con visión foveal, aunque pueda variarse el valor de otros parámetros.

Sin embargo sí que tiene interés comprobar que la sensibilidad del sistema decrece con la excentricidad y si ese decaimiento en la sensibilidad depende o no de la frecuencia espacial del estímulo.

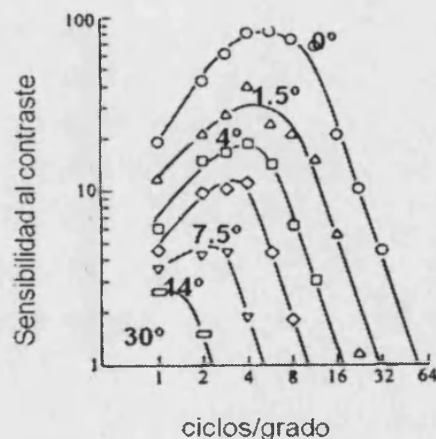


Figura 3.3. Influencia en la CSF espacial de la excentricidad (máxima 0°, mínimo 30°).  
(Robamos et al. 1978)

En efecto, si se mide la sensibilidad a un estímulo de determinada frecuencia espacial a distintas excentricidades, se obtiene un decaimiento de la sensibilidad a medida que la excentricidad aumenta. Repitiendo estas medidas con redes de distintas frecuencias espaciales, se obtiene que esa disminución de la sensibilidad con la excentricidad depende de la frecuencia espacial del estímulo, de tal modo que el decaimiento es más rápido cuando la frecuencia espacial es más alta. Figura 3.3.

Si se obtiene una *CSF* en la excentricidad  $E$  con el mismo juego de estímulos que se hubiera usado previamente para obtener una *CSF* en la fóvea, el resultado es una curva desplazada hacia las bajas frecuencias y hacia abajo [Rovamo et al (1978)]. Supongamos que hemos hecho bien las cosas y que las imágenes que habíamos utilizado para la fóvea tenían ya un tamaño adaptado a la frecuencia, o sea que, todas ellas contenían un mismo, y suficiente, número de ciclos. La *CSF* que obtendríamos en estas condiciones en la excentricidad  $E$  seguiría estando desplazada hacia las bajas frecuencias y hacia abajo con respecto a la que obtendríamos en la fóvea, aunque la forma de las curvas no diferiría esencialmente de la considerada patrón. Supongamos ahora que estas imágenes se escalan por un factor  $M$ , función de la excentricidad. Escalar una imagen por un factor  $M$  significa multiplicar por  $M$  el tamaño de la imagen, lo que quiere decir que el número de ciclos en cada patrón no cambiaría, pero la frecuencia se estaría multiplicando por un factor  $1/M$ . En estas condiciones, la *CSF* que se obtiene en  $E$  es una versión desplazada hacia la izquierda de la *CSF* que hubiéramos obtenido en la fóvea, pero



sin la reducción en bloque de la sensibilidad [Rovamo et al (1978), Virsu et al (1979)]. El factor  $M$  por el que hay que escalar las imágenes en la excentricidad  $E$  es el aumento cortical para esta excentricidad. Se llama aumento cortical al área del córtex activada por un estímulo que subtiende un grado en el campo visual. La variación del aumento cortical con la excentricidad se ajusta razonablemente bien a una expresión de la fórmula: [Daniel et al (1961), Van Essen et al (1984)].

$$M = \frac{M_F}{1 + E/E_2}$$

Fórmula 3.12. Factor  $M$  que permite escalar las imágenes en una excentricidad dada  $E$ .

Donde  $M_F$  es el aumento en la fovea y  $E_2$  es la excentricidad para la cual el aumento se ha reducido a la mitad. La habilidad con la que realizamos ciertas tareas espaciales se deteriora con la excentricidad en consonancia con la reducción del aumento cortical, lo que significa que es el muestreo en el córtex, y no en la retina, lo que limita la resolución en estas tareas. Además, cuando ocurre lo anterior, la resolución es extraordinaria, de unos pocos segundos, lo que justifica referirnos a éstas como hiperagudezas. Ejemplos bien conocidos de hiperagudeza son la agudeza Vernier o la bisección [Morgan (1991)].

La consecuencia de este escalado es que la proyección retinotópica de un estímulo de tamaño  $s$  y frecuencia  $f$  centrado en la fovea y la del un estímulo de tamaño  $s \times M(E)$  y frecuencia  $f/M(E)$  centrado en la excentricidad  $E$ , tendrán el mismo tamaño sobre el córtex estriado, y la misma frecuencia, si éstas se miden en ciclos/mm de córtex, así pues lo que cabría esperar es que las dos CSFs colapsen a una misma curva, y en efecto, eso es lo que ocurre [Rovamo J, Virsu V, Nasanen R (1978)]. Este es un resultado extraordinariamente importante porque demuestra que el córtex es en realidad un sistema espacialmente homogéneo, aunque paradójicamente el sistema visual no es un sistema espacialmente invariante.

El desplazamiento de la CSF hacia las bajas frecuencias es consistente con la bien conocida reducción que experimenta la agudeza visual con la excentricidad [Bedell et al (2002)]. La agudeza visual, entendida como la habilidad para resolver un pattern está limitada por la frecuencia de Nyquist del mosaico de las células ganglionares Parvo. En la fovea, un cono mide 0.5 minutos de arco y cada célula ganglionar recibe señal de un solo cono, así es que la frecuencia de muestreo es de 120  $c/^\circ$ , haciendo que la frecuencia de Nyquist sea de 60  $c/^\circ$ . La agudeza visual decimal de la población normal es en promedio algo menor, pongamos 1.5; si se utiliza como optotipo para medir la agudeza visual una red cuadrada de contraste unidad (mira de Foucault), esto significa que medio ciclo de la red, el detalle más pequeño mediría 0.7 minuto, un ciclo mediría 1.4 minutos de arco ó 40  $c/^\circ$ . La frecuencia de Nyquist en la fovea es del mismo orden que el límite de detección que impone la óptica, esto es, la frecuencia de corte de la MTF, o sea, 60  $c/^\circ$ .

Fuera de la fovea, conforme nos vamos desplazando cada vez más hacia la periferia, la frecuencia de Nyquist de las células ganglionares disminuye mucho más deprisa que la frecuencia de corte de la *MTF*. Esto significa que el contraste puede ser detectado hasta un nivel muy por debajo del mínimo necesario para reconocer el patrón. Entre los dos umbrales se produce un fenómeno bien conocido denominado aliasing [Williams (1985), Thibos et al (1987)]. Por otra parte, la detección del contraste está limitada, además de por la óptica, por el tamaño del centro de los campos receptivos de las propias células ganglionares. [Kaplan et al (1990)]. Si asumimos que el factor de solapamiento entre los campos receptivos de las células Parvo es la unidad [Dacey (1993)] el centro del campo receptivo de una célula ganglionar mediría en la fovea lo que un cono, esto es, 0.5 minutos, haciendo que el límite de detección alcanzara 120 c/º. Aunque ésta puede parecer una capacidad extraordinaria, se ha comprobado que, en efecto, esto es lo que ocurre si se provoca un bypass en el sistema óptico mediante un método interferométrico [Williams (1985)].

Hacia la periferia, los centros de los campos receptivos crecen algo más deprisa de lo que lo hace el tamaño de los conos porque el número de conos que inervan una célula es progresivamente mayor [Rodiek (1998)]. Las medidas psicofísicas del límite de detección que se obtienen mediante métodos interferométricos están, a partir de cierta excentricidad, ligeramente por debajo de lo que se esperaría por el tamaño de los conos, lo que demuestra que es el tamaño de los centros de los campos receptivos ganglionares, y no el tamaño de los conos, lo que limita realmente la detección.

*Tamaño del test:* la influencia que tiene el tamaño del test sobre la función de sensibilidad al contraste CSF, solamente es apreciable cuando se varía el ángulo subtendido por el test por debajo de los 2°. Con test de mayor tamaño la detección resulta prácticamente independiente del tamaño, como podríamos observar en las curvas de sumación espacial con niveles de luminancia fotópicos.

El efecto de reducir el tamaño del test partiendo de un test de 2°, podría resumirse afirmando que disminuye notablemente la sensibilidad en la zona de medias y bajas frecuencias espaciales, la sensibilidad a las altas frecuencias espaciales (a partir de entre 12 y 16 c/°) no cambia con el tamaño del test a menos que éste llegue a tener un número de ciclos visibles inferior al crítico, y que el punto de máxima sensibilidad se desplaza hacia las altas frecuencias

Hacer más grande un estímulo conlleva aumentar el número de ciclos que contiene. Para comprender lo que ocurre cuando se aumenta el número de ciclos, recordemos que los campos receptivos de las células estriadas del córtex (V1) son sensores sintonizados en frecuencia, con las frecuencias de sintonizado separadas en pasos de una octava (paso constante en una escala logarítmica en base 2) y con las anchuras de banda de tamaño constante en octavas, o lo que es lo mismo, con la anchura de banda proporcional a la frecuencia de sintonizado [DeValois et al (1982), Wilson et al (1983)]. Por otra parte, el tamaño del campo receptivo de un sensor es inversamente proporcional a la anchura de banda, lo que implica, de acuerdo con las propiedades de los sensores

corticales, inversamente proporcional a la frecuencia de sintonizado [Wilson et al (2004)], por consiguiente, los campos receptivos de los sensores corticales tendrán, todos ellos, un tamaño que contiene un cierto, y único, número de ciclos. Supongamos que los estímulos con los que vamos a medir la CSF tienen las frecuencias espaciadas como las frecuencias del sintonizador de los sensores corticales, por ejemplo, son 0.5, 1, 2, 4, 8 y 16 c/º. Para que estos estímulos produzcan la máxima respuesta en los sensores sintonizados para dichas frecuencias, deberán tener un tamaño consonante con el de los campos receptivos correspondientes, y por ello, todos los estímulos deberían contener un cierto y único número de ciclos. La respuesta a cuantos ciclos, dependerá de la anchura de banda que les asignemos a los sensores, lo usual es asignarles una octava y el tamaño de los sensores sería en tal caso del orden de 1.5 ciclos, pero lo que es relevante en esta discusión es que meter más ciclos en el estímulo no va a aumentar la respuesta de los sensores que median la detección de dicho estímulo, y por lo tanto, no va a aumentar la sensibilidad al contraste.

Nótese que todo el razonamiento que acabamos de hacer asume que la anchura de banda de los sensores es constante en octavas, pero en realidad lo cierto es que la anchura de banda de las células corticales disminuye desde 2.5 octavas para las frecuencias más bajas, hasta 1 para las más altas [DeValois et al (1982), Wilson et al (1983)] y esa es una de las razones por la cual la sensibilidad al contraste aumenta con el tamaño del estímulo en las frecuencias bajas hasta contener 3-4 ciclos, mientras que en frecuencias altas basta con tener 1.5-

2 ciclos. Así pues, con un estímulo de  $5^\circ$ , que contenga 2.5 ciclos para  $0.5 \text{ c}^\circ$ , la sensibilidad estaría razonablemente optimizada para todo el espectro de frecuencias.

Es importante conocer que no sólo aumenta la sensibilidad con el número de ciclos, ya que la sensibilidad al contraste depende también, y de hecho, esencialmente, de la sumación entre sensores: cuantos más ciclos se metan en el estímulo más sensores pueden contribuir a la detección. El resultado es que la sensibilidad al contraste aumenta linealmente (escala logarítmica) con el número de ciclos al menos hasta 32-64, dependiendo de la frecuencia, si las medidas se hacen extendiendo el estímulo dentro de una región con una sensibilidad razonablemente uniforme y hasta 8-16 si se hace extendiendo el estímulo hacia una región con una sensibilidad progresivamente menor, que es de hecho lo que ocurre alrededor de la fóvea porque, como es bien sabido, el sistema visual no es homogéneo desde la fóvea hacia la periferia [Robson et al (1981)]. La distancia del estímulo a la fóvea es pues una cuestión relevante.

Estas reducciones en la sensibilidad con la excentricidad creciente, ya que la distancia entre la situación de los estímulos y la fóvea es un factor relevante, no siguen el mismo modelo a lo largo de los dos meridianos, ni incluso a lo largo del mismo meridiano. Dados los datos anatómicos y fisiológicos disponibles para las anisotropías en las vías visuales tempranas, es bastante sorprendente la escasez de literatura que muestre las implicaciones funcionales que estas

anisotropías tendrían con un bajo nivel en las tareas psicofísicas, con cada estimulación simple [Silva et al (2008)].

Aunque sea un problema menor, debemos también tener en cuenta el efecto contaminante que produce el borde de la ventana que encierra al estímulo. En efecto, dicho borde produce el ensanchamiento del espectro (extensión de frecuencia) alrededor de la frecuencia nominal de la red. Si este ensanchamiento es grande puede incluir componentes frecuenciales detectables por otros sensores, además de por aquel que está sintonizado para la frecuencia nominal, con el consiguiente repunte en la sensibilidad al contraste. Comoquiera que el ensanchamiento del espectro es tanto mayor cuanto más pequeña es la ventana, un aumento en el tamaño del estímulo produce un efecto contrario al de la integración en los campos receptivos. La magnitud del efecto que produce sobre la sensibilidad al contraste la extensión de la frecuencia es relevante sólo hasta 4-5 ciclos [Graham (1989)].

*Color:* si se determina la CSF correspondiente a cada uno de los tres mecanismos: *L* (rojo), *M* (verde) y *S* (azul), aislándolo de los demás, se obtienen tres curvas bien diferenciadas. [Kelly (1983)]. Las CSFs de los mecanismos rojo y verde son muy similares entre sí y ambas a la CSF acromática. Tanto rojo como verde presentan la máxima sensibilidad alrededor de los 5 ciclos/grado; sin embargo la CSF del verde está por encima de la curva del rojo, siendo la sensibilidad del verde del orden de 3 veces superior a la del rojo. La CSF del blanco se suele situar, los resultados concretos dependen de cada observador,

entre las del verde y el rojo pero tendiendo a coincidir con la curva del rojo. El mecanismo azul, en cambio, presenta bastantes diferencias en su *CSF* respecto de las anteriores: la primera el pico de sensibilidad se encuentra alrededor de 1 ciclo/grado, la segunda la sensibilidad de este mecanismo es mucho más baja que las de los mecanismos rojo y verde, y la tercera, a partir del máximo, la curva decae muy rápidamente a medida que aumenta la frecuencia espacial, siendo la sensibilidad muy baja para frecuencias medias y altas.

Cuando no se trata de estudiar los 3 mecanismos de color aislados, sino que se pretende tan sólo medir la *CSF* del sistema con iluminación roja, verde o azul, utilizando filtros de color de una cierta anchura de banda espectral, el resultado es muy diferente a lo descrito anteriormente. En este caso, las tres curvas correspondientes a rojo, verde y azul resultan muy similares entre sí, y todas ellas a la *CSF* del blanco, una vez corregido el efecto de la aberración cromática e igualadas las luminancias para el blanco y los 3 colores. [Capilla et al (1993)]

*Desenfoque:* el desenfoque, produce una reducción de las curvas de sensibilidad al contraste siendo mayor esta reducción conforme el desenfoque sea mayor. Además, el efecto del desenfoque es mayor cuanto mayor es la frecuencia. Un pequeño desenfoque afectará sobre todo a las frecuencias más altas y desde luego reduce el valor de la frecuencia límite de resolución (es decir, de la AV). [Campbell et al (1965), Wang et al (1997), Artigas et al (1995)]

*Pupila:* la pupila es un factor determinante en la transmisión de frecuencias espaciales por cualquier sistema óptico. El tamaño



de la pupila determina la difracción y por consiguiente la *MTF* del sistema y el valor de su frecuencia de corte. También del diámetro pupilar depende la magnitud de las aberraciones que afectan al sistema [Felipe et al (1994)]. Cuando aumenta el diámetro de la pupila disminuye el efecto de la difracción por lo que el sistema óptico del ojo tendrá la frecuencia de corte más alta. Sin embargo, este hecho que en principio podría interpretarse como una mejora de la resolución al aumentar la pupila, es contrarrestado por el considerable aumento de las aberraciones que hacen que decaiga considerablemente la sensibilidad sobre todo para las altas frecuencias. Por lo que en la práctica, el límite de resolución de frecuencias espaciales (A.V.), al variar la pupila no cambia tanto como cabría esperar si sólo considerásemos el efecto de la difracción. El efecto de las aberraciones es decisivo frente a la difracción con pupilas de 2 mm y superiores. Pero con 1 mm de diámetro pupilar el sistema puede considerarse libre de aberraciones y limitado exclusivamente por la difracción. [Campbell et al (1965), Artal et al (1994) , Artigas et al (1995)]

*Tiempo de exposición:* hasta ahora, en la medida de la *CSF* siempre se ha considerado implícitamente que el observador disponía del tiempo que juzgara necesario para determinar el umbral. Es decir, el tiempo de exposición era infinito. Sin embargo, si este tiempo se limita, la curva de sensibilidad al contraste sufre una variación que además es diferente según la frecuencia considerada. Es de destacar que conforme el tiempo de exposición se hace más corto, la función de sensibilidad al contraste pierde su característica forma de filtro pasa-banda, adquiriendo la correspondiente a la de un filtro pasa-baja. Estos

resultados ponen de manifiesto, que los mecanismos que procesan las diferentes frecuencias espaciales son dependientes del tiempo. [Artigas et al (1995)]

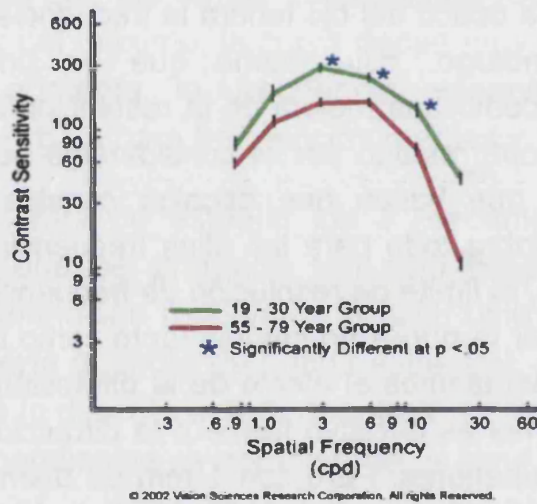


Figura 3.4. Variación de la CSF por grupo de edad. El grupo de mayor edad manifiesta una sensibilidad de contraste menor a la del grupo de observadores jóvenes en tres frecuencias espaciales diferentes--3, 6 y 12 ciclos por grado (cpd) de ángulo visual. Owsley C, Sekuler R, Siemsen D. (1983).

*Edad del observador:* la CSF varía con la edad, primero en frecuencias espaciales altas y luego todas las demás. [Owsley et al (1983)]. De modo que un observador adulto pierde sensibilidad de frecuencias espaciales a medida que envejece. Este hecho, obviamente estará ligado a la pérdida de otras capacidades visuales como la pérdida de facultad de acomodación y la pérdida de transparencia del cristalino; sin contar con otras deficiencias o patologías que el sujeto pueda

contraer. Figura 3.4. Por lo tanto en el trabajo que nos atañe estamos obligados a tener presente una selección de pacientes con un perfil homogéneo para que los datos no estén sesgados. Con esto ya nos introducimos en el apartado de aplicaciones clínicas de la CSF que trataremos a continuación.

### 3. 4.- Métodos de medida de la CSF acromática.

En los patrones de redes sinusoidales, la variación de la iluminancia a través de las franjas alternativamente claras y oscuras sigue un perfil de luminancia sinusoidal. En este caso el contraste o modulación puede ser definido por la siguiente ecuación propuesta originalmente por Michael para la medida de la visibilidad de franjas de interferencia.

$$\lambda L = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$$

Fórmula 3.13. Luminancia sinusoidal.

El contraste se puede modificar manteniendo la luminancia media constante y variando la diferencia entre los máximos ( $L_{max}$ ) y los mínimos ( $L_{min}$ ) del perfil de luminancia sinusoidal. De esta forma, el contraste puede variar desde un mínimo de cero hasta un máximo de uno, y no tiene unidades. Cuando

$L_{min}$  es igual a cero, no hay luz en la franja oscura y la ecuación es simplemente  $c=L_{max}/L_{min}=1$ , el numerador se hace cero, así como el contraste, y el resultado es un campo uniforme de luz.

En estas redes de franjas alternativamente claras y oscuras, cuyo contraste y frecuencia espacial puede variar se mide el mínimo contraste detectable. La frecuencia espacial, se refiere al número de periodos de la red o ciclos completos de alternancias luminosas por cada grado de ángulo visual. Los resultados obtenidos se representan en coordenadas logarítmicas en función de la frecuencia espacial, obteniéndose la curva de la función de sensibilidad al contraste CSF del sistema visual.

Para un observador normal, esta función CSF tiene un máximo de sensibilidad (o mínimo de contraste umbral) a una frecuencia espacial intermedia entre 5 y 10 ciclos/grado y disminuye tanto para las frecuencias espaciales altas como para las bajas. Figura 3.5

Las medidas de la sensibilidad al contraste pueden hacer en la banda de potencias espaciales que comprende desde 0,5  $c/p$ , donde cada límite de intensidad cubre 2° de ángulo visual, hasta 20 ó 30 ciclos/grado donde cubre dos minutos de arco. Por otra parte, los estímulos estándar tienden a estar restringidos en los 10° centrales del campo visual [Bodis-Wollner I (1989)].

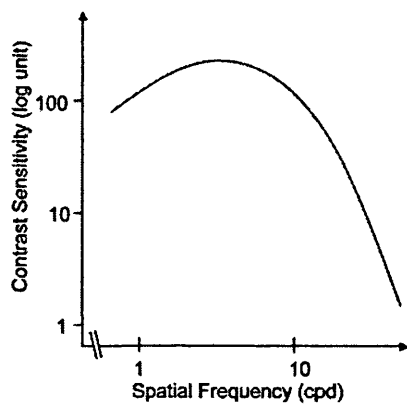


Figura. 1.5. Gráfica de la curva de la sensibilidad al contraste para la fijación central y luminosidad fotópica.

Los pioneros de la investigación sobre la *MTF* visual *CSF* fueron Selwyn y Schade. [Selwyn (1948), Schade (1956)]. Selwyn un científico del laboratorio de investigación de Kodak en Inglaterra, utilizó fotografías de redes de onda sinusoidales para buscar cuál era el contraste que necesitaba un observador para ver las franjas de la red cuando las barras subtendían diferentes ángulos al ojo. En este sentido proporcionó la primera medida de la forma en que variaba el umbral de contraste para redes de onda sinusoidales en función de la frecuencia espacial.

Contribución más significativa fue la de Otto Schade [Schade (1956)], que hizo sus propias medidas del umbral de contraste para redes de onda sinusoidales de diferentes frecuencias espaciales a diferentes niveles de iluminación. Las redes las

generaba modulándolas electrónicamente con una pantalla de tubos de rayos catódicos.

Fue a raíz de estos resultados que [Campbell et al (1968)] decidieron a principios de los años 60 hacer sus propias medidas. Utilizaron un dispositivo con tubos de rayos catódicos parecido al de Schade, y sus observaciones les condujeron a sugerir que la medida de la función de sensibilidad al contraste era de hecho la envolvente de la función de sensibilidad al contraste de un número de mecanismos detectores paralelos independientes, coexistiendo todos en el sistema visual.

Estos trabajos, así como otros estudios que ayudaron a definir la importancia relativa de los factores ópticos y neuronales en la predeterminación de la visibilidad de redes de onda sinusoidales, particularmente el trabajo de [Campbell et al (1965), Enroth-Cugel et al (1966)], captaron la atención e imaginación de muchos científicos, incluyendo algunos con interés clínico, ello condujo pronto a estudiar las alteraciones que la sensibilidad al contraste en varias enfermedades, empezando [Bodis-Wollner (1972)] por el examen de pacientes con lesiones cerebrales.

El estudio de Bodis-Wollner y la gran mayoría de los numerosos estudios clínicos que siguieron sobre las modificaciones de la sensibilidad al contraste usaron distintos tipos de dispositivos de tubos de rayos catódicos para obtener las redes de ondas sinusoidales a diferentes frecuencias espaciales. Estos estudios sirvieron para demostrar la utilidad de la medida de la sensibilidad al contraste, pero también

sirvieron para ver claramente que el método de laboratorio no era realmente útil para el uso clínico.

Actualmente en el laboratorio, las redes de onda sinusoidales se generan mediante técnicas electrónicas en una pantalla de osciloscopio o monitor de vídeo y la medida del umbral de contraste se controla por computadora. Estos dispositivos, de diseño complicado, son caros, necesitan una calibración regular y son relativamente difíciles de cruzar. Todo ello hace complicado su empleo de forma rutinaria en la práctica clínica.

Una técnica alternativa menos cara es producir un patrón de red de ondas sinusoidales en una pantalla de vídeo de alta resolución, refiriendo el sujeto cuando aparece o desaparece el patrón de franjas. Tiene la ventaja de que la imagen es mucho mayor y la luminancia es alta, factores que son necesarios para las redes de frecuencia espacial baja y en el uso clínico. La desventaja son las pequeñas fluctuaciones residuales no demasiado importantes en los trabajos clínicos y aunque los sistemas de televisión se usan en clínica, al no ser portátiles se han desarrollado otras técnicas para transferir los patrones de redes al papel. Actualmente las redes impresas son las técnicas más accesibles clínicamente.

### **3.5.-Equipos básicos de medida CSF acromática.**

Método de detección: La medida de la CSF consiste en la determinación del umbral de detección para diferentes frecuencias espaciales. La forma clásica de llevar a cabo esto

consiste en generar mediante un ordenador una red de perfil sinusoidal y determinada frecuencia espacial en la pantalla de un monitor, en la que podemos variar el contraste. A continuación siguiendo un método psicofísico se determina el contraste umbral para esa frecuencia. El mismo procedimiento se sigue para cada una de las frecuencias espaciales, obteniéndose así el contraste umbral para cada una de ellas. La inversa de este contraste umbral es la sensibilidad al contraste. La curva que representa esta sensibilidad en función de las frecuencias espaciales es la *CSF*. En esta situación, el observador no llega a reconocer las redes, es decir, responde cuando *detecta* algo en el campo visual, por ello la *CSF* así determinada se considera de detección. Figura 3.6.

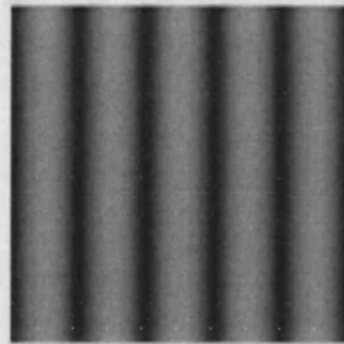


Figura 3. 6. Generación de redes (*CSF* de detección)

Método de reconocimiento: En estos test, el sujeto debe contestar en qué posición está la red o que letra es la que se le presenta en su campo visual, es decir, debe *reconocer* el objeto, por ello esta *CSF* se considera de reconocimiento.



### 3.6.- Aplicación clínica de la CSF acromática.

Arden y colaboradores (1978), fue quien introdujo el primer método clínico. Las series originales de sensibilidad al contraste estática constante, [Arden et al (1978)] comprendían seis láminas impresas (placas de Arden), cada una conteniendo una red vertical de una sola frecuencia espacial entre 0,2 y 6,4 c/º cuyo contraste está graduado desde un valor mínimo en la parte inferior de la lámina hasta un valor máximo en la parte superior. La medida del umbral de contraste se hace mostrando al paciente una de las láminas completamente cubierta con una segunda lámina uniformemente gris que se desplaza lentamente descubriendo las regiones de red con mayores niveles de contraste.

Cuando el paciente detecta las franjas de la red, se anotan las indicaciones que aparecen en el borde de la lámina y esa anotación proporciona la medida del umbral de contraste para la frecuencia espacial de la lámina en particular. Este proceso se repite para cada una de las seis láminas. Figura 3.7.

Mientras este método de evaluación es relativamente fácil, barato, rápido y portátil, como procedimiento psicofísico es insatisfactorio para determinar el umbral, ya que no proporciona medidas suficientemente veraces ni mide la sensibilidad a frecuencias espaciales altas. Los resultados pueden estar influenciados por la velocidad a la que el examinador descubre las láminas y por los tiempos de reacción variables de unos individuos a otros. Además, los resultados son difíciles de

comparar con otros métodos donde se registran la sensibilidad al contraste.

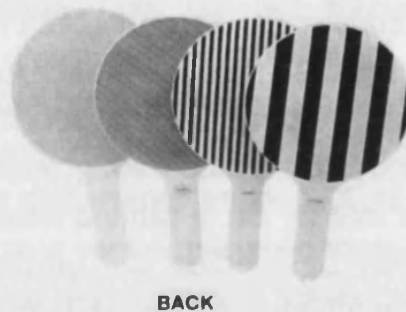


Figura 3.7. Paletas con redes basadas en las placas de Arden.

Posteriormente [Ginsburg (1984)] ha desarrollado un nuevo sistema impreso para medir la sensibilidad al contraste a seis frecuencias espaciales diferentes. En la *lámina de Ginsburg*, posteriormente publicada y modificada con la *lámina de Vistech*, los patrones de red con variación continua de contraste y frecuencia espacial de Arden, han sido reemplazados por una matriz de disco de redes de onda sinusoidal. Cada disco individual tiene un contraste y una frecuencia espacial determinada, de esta forma se introdujo el uso de un procedimiento de elección forzada de múltiples alternativas para encontrar el umbral, lo cual ha aumentado considerablemente la discriminación del test y ha mejorado los resultados clínicos. Esta matriz tiene seis filas de discos de

contraste decreciente con las siguientes frecuencias espaciales 1,2, 4, 8, 16 y 24 c/°. Figura 3.8.

Debido a que todo procedimiento de medida lleva alrededor de seis minutos para cada ojo y esto en clínicas se considera mucho tiempo, se sugirió que se redujera el número de umbrales que había que determinar. Teniendo esto en cuenta, se han hecho varias proposiciones en los últimos años, como por ejemplo, en lugar de usar redes, tomar dos medidas solamente, una medida de la agudeza visual estándar usando optotipos de alto contraste seguido de otra medida de diferente contraste y frecuencia espacial. No obstante, [Regan et al (1983)] han propuesto que esta segunda medida debería ser también de agudeza pero utilizando letras de bajo contraste, mientras que otros han sugerido que deberían ser un test objeto de gran tamaño, es decir, frecuencia espacial baja Figura 3.8.

Estas propuestas dieron lugar a la aparición de libros o láminas con tests de varios contrastes (cartas de Regan's low contrast letter charts, Cambridge low-contrast gratings), más rápidas y fáciles de manejar. Figura 3.8. Pero sin embargo ninguno de ellos usa redes de onda sinusoidales, aunque permite obtener un valor de la sensibilidad al contraste y no una curva completa de la función.



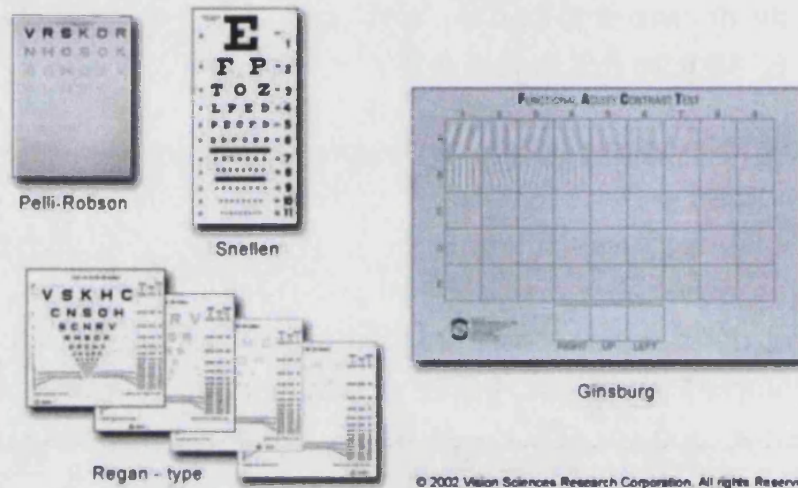


Figura 3.8. Test de Snellen, Pelli-Robson, Regan y Ginsburg para la valoración de la agudeza visual y sensibilidad al contraste.

El *Test de Regan* consiste en tres láminas, siendo una de alto contraste (97%), otra del 7% de contraste y otra del 4%. En cada lámina se muestran una serie de letras del tipo Snellen. El valor de la sensibilidad al contraste viene determinado por la letra más pequeña detectada en cada lámina.

El *Test de Cambridge*, consiste en un libro cuyas páginas son presentadas por parejas al observador. En una de ellas se representa una determinada red y la otra es uniformemente gris. El observador tiene que detectar la red, para lo cual deberá identificar su orientación que dependerá de cómo se le presente.

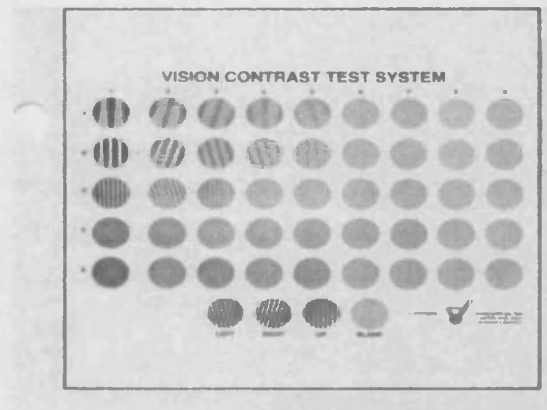


Figura 3.9. Test VCTS

El Test VCTS consiste en una lámina en donde por métodos de impresión, se han reproducido franjas con un perfil sinusoidal. Como puede apreciarse en la Figura 3.9., se representan de arriba a abajo cinco frecuencias espaciales que corresponden a 1.5, 3, 6, 12 y 18  $c/^\circ$  que cubren aceptablemente el espectro de frecuencias espaciales correspondientes a la visión humana. Para cada frecuencia se representan horizontalmente diferentes contrastes que van en disminución de izquierda a derecha, presentando las franjas diferentes inclinaciones. El observador indica para cada frecuencia cual es el contraste más bajo que es capaz de detectar. De esta forma rápidamente se obtiene una curva de cinco puntos que representa la CSF del observador. Sin embargo, la utilización de este test requiere iluminarlos con precisión, ya que variaciones en la iluminación implican alteraciones en los resultados. Para soslayar este problema, se ha diseñado un test VCTS por transmisión de forma que la iluminación incorporada es siempre la misma y está perfectamente calibrada.

El *Test Pelli-Robson* Figura 3.8., consiste en una lámina en donde por métodos de impresión se representan letras del alfabeto de diferentes contrastes. Estas letras están agrupadas de tres en tres, teniendo cada trío el mismo contraste. Los sucesivos grupos decrecen en contraste por un factor de  $\frac{1}{\sqrt{2}}$  partiendo de un alto contraste hasta caer en uno muy por debajo del umbral normal del observador estándar. El umbral de un sujeto es aquel para el cual al menos dos letras del grupo son reconocidas correctamente. Observemos que en esta carta no se obtiene la *CSF* sino simplemente el umbral de contraste, que corresponde a un punto de la *CSF*. Sin embargo, tiene la ventaja de facilitar mucho su uso clínico por ser las letras un estímulo fácil de identificar por el paciente.



Figura 3.10 Evaluadores de sensibilidad al contraste modelo por ordenador y por visor.

Además de los dos descritos anteriormente, se han desarrollado otros tests de uso en la práctica clínica aplicando la imagen digital y el software. Entre ellos se pueden destacar los *Evaluadores de la Sensibilidad al Contraste de Visor y de computador. Figura 3.10.*



La evaluación de sensibilidad de contraste de gradillas de onda sinusoidal con estos equipos dotados de visor tienen la ventaja que eliminan la necesidad de niveles controlados de luz de la habitación y pueden ser utilizados en un pequeño espacio. Los equipos de Computador/Video, ofrecen un grado más alto de flexibilidad al permitir configurar el objetivo y frecuencias espaciales. La desventaja es que estos sistemas son relativamente costosos y complejos. También requieren de contemplación cuidadosa y monitoreo de la calibración del contraste del video.

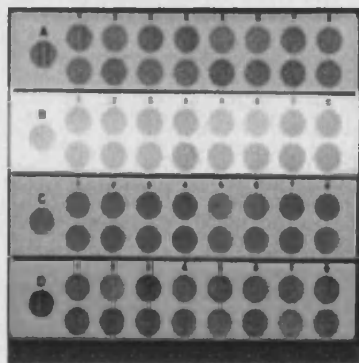


Figura. 3.11a. CSV-1000E chart.

El desarrollo de aplicaciones clínicas de esta tecnología ha permitido confeccionar test con finalidad con criterios específicos de evaluación. Como test tipo de gran predicamento en la medición de la sensibilidad al contraste estandarizada en ambientes clínicos es el test CSV-1000E. Figura 3.11a. Test de elección forzada compuesto de una serie de fotocélulas y un circuito de control que monitoriza y ajusta la

intensidad de luz a un nivel estandarizado de 85cd/mm ( $2\pm 0,1$  u.log) recomendado por el Comité Nacional sobre Visión de la Academia Nacional de Ciencias de los EEUU.

La unidad CVS-1000E chart, mide la capacidad de ojo para detectar diferencias en luminosidad (contraste), entre las redes de ondas sinusoidales y su fondo.. Dispone de cuatro filas dobles de discos, compuesta por ocho parejas de discos por fila y un disco muestra inicial en cada una de ellas. Cada fila corresponde con una de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12, 18 c/º cuando se mide a 2,5 metros. El contraste decrece en cada fila de izquierda a derecha, desde 0,7 c/º a 2,08 c/º en la primera fila, hasta 0,17 a 1,55 c/º en la última fila. El contraste, disminuye 0,17 unidades logarítmicas entre el primer y tercer disco, y 0,15 unidades logarítmicas entre el tercer y el octavo disco.

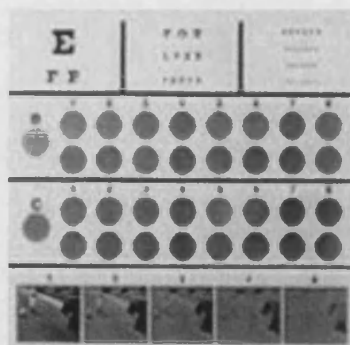


Figura.3.11b. CSV-1000S para cataratas.



El *Test CSV-1000S* es un test utilizado en el gabinete para la evaluación de la catarata, Figura 3.11b. Esta prueba le presenta la agudeza visual estándar de 20/15 a 20/200, dos filas de frecuencias espaciales (6 y 12 el c/º) y la escena de un conductor del mundo real. Muy útil para documentación de la catarata al poder puntuar la agudeza visual estándar, la pérdida de contraste y una simulación del mundo real. La escena del mundo real es una herramienta excelente de educación para demostrar la pérdida funcional de vista de la catarata para los pacientes y sus familias.

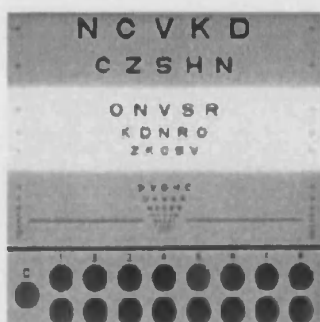


Figura 3.12. CSV-1000RS para cirugía refractiva

El *CSV-1000RS* es un test muy utilizado para evaluar a pacientes de cirugía refractiva. Figura 3.12. La prueba presenta la agudeza *ETDRS* LogMAR de 20/10 al 20/100 y un rango de frecuencia espacial en 12 c/º.

El *Test Sloan Low Contrast* es un test con tres niveles de contraste (alta, 25%, 10% y 5 %) y rango de agudeza desde 20M a 1M (20/200, 6/60 a 20/10, 6/3), ( Figura 3.13. Esta

prueba es diseñada para detectar cambios muy sutiles en la visión, tan asociada con la evaluación de la lente de contacto o debido a la cirugía refractiva.



Figura 3.13. Juego de tres cartas Sloan Low Contrast de Precision Vision con niveles de contraste 25%, 10%, 5%.

Sin embargo todos estos test son incompletos, ya que contemplan la valoración de la sensibilidad al contraste desde una perspectiva acromática, y el mundo real presenta una variedad de estímulos que incluyen el factor cromático.

### 3.7.-Definición general de red cromática. Las CSFs cromáticas en las direcciones cardinales rojo-verde y azul-amarillo.

Se denomina red cromática a un patrón en el que la cromaticidad varía con la posición  $x$  con una periodicidad

definida por la frecuencia  $f_x$ . El perfil de esta variación, puede ser de diversas formas, aunque las redes cromáticas usuales tienen un perfil sinusoidal u ocasionalmente cuadrado. Por lo tanto nuestra exposición tiene una referencia exclusivamente a experimentos realizados con redes sinusoidales. Lo que sí es importante es que la red sea puramente cromática, esto es, que no existan variaciones de la luminancia de un punto a otro de la red, ya que de no ser así, podría detectarse la misma mediante un mecanismo cromático o mediante un mecanismo acromático. En general, un patrón modulado sinusoidalmente en el espacio en la dirección del espacio de color, o espacio de modulaciones oponentes, [Merigan et al (1991)] dada por el vector  $[\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s]$  se puede expresar de la forma:

$$\begin{pmatrix} \Delta A(x, y) \\ \Delta T(x, y) \\ \Delta D(x, y) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta A_s \\ \Delta T_s \\ \Delta D_s \end{pmatrix} \cdot \text{sen}(2\pi(f_x x + 2\pi f_y y) + \Phi)$$

Fórmula 3.14. Expresión de un patrón modulado sinusoidalmente en el espacio de color, o espacio de modulaciones oponentes, dada por el vector  $\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s$

donde  $\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s$  son los desplazamientos máximos de las respuestas, o amplitudes, que se producen en los mecanismos *acromático (A)*, *rojo-verde (T)* o *azul-amarillo (D)*, medidas desde el valor promedio. Examinar cual es la naturaleza exacta de cada uno de estos mecanismos está fuera de los propósitos de este trabajo; no obstante, se puede en principio asumir que el mecanismo acromático esta fisiológicamente mediado por el

camino magno celular, en tanto que los mecanismos  $T$  y  $D$  lo están por los caminos parvo y koniocelular, respectivamente. [Lennie (2003), De Valois R (2004)]. En particular, dos de estas respuestas pueden ser cero, y en tal caso, sólo la respuesta del tercer mecanismo está modulada en el espacio. Las direcciones del espacio de color en las que sólo responde un mecanismo se denominan direcciones cardinales [Krauskopf et al (1982)]. Figura 3.14.

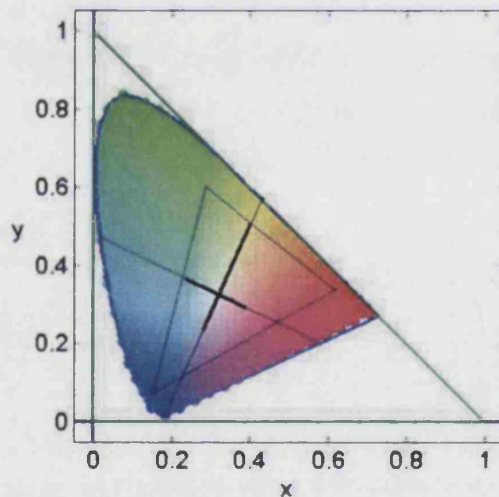


Figura 3.14. Las direcciones cardinales del mecanismo cromático, trazadas en el diagrama cromático CIE1931.

La sensibilidad al contraste en el espacio del color puede definirse como el módulo del vector estímulo en el umbral:

$$CSF(f_x, f_y) = \frac{1}{\sqrt{(\Delta A_{thres}(f_x, f_y))^2 + (\Delta T_{thres}(f_x, f_y))^2 + (\Delta D_{thres}(f_x, f_y))^2}}$$

Fórmula 3.15 La sensibilidad al contraste en el espacio del color.

Donde  $[\Delta A_{thres}, \Delta T_{thres}, \Delta D_{thres}] = [\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s]$  es el vector en la dirección definida por el vector estímulo con el módulo que permite justamente detectar el patrón.

Alternativamente, un patrón puede también describirse en el denominado "espacio de contraste de conos" mediante un vector cuyos elementos son los contrastes que produce el patrón en las 3 clases de conos, esto es:

$$\left[ \frac{\Delta L_s}{L_0}, \frac{\Delta M_s}{M_0}, \frac{\Delta S_s}{S_0} \right]$$

Fórmula 3.16. Patrón en el denominador espacio de contraste de conos mediante un vector cuyos elementos son los contrastes en las tres clases de conos.

dónde  $\Delta L_s, \Delta M_s, \Delta S_s$  son las variaciones de la respuesta máximas (o amplitudes) producidas por el patrón en los tres tipos de conos, medidas desde el valor de la respuesta promedio en cada tipo del cono  $L_0, M_0, S_0$ . El módulo de este vector se llama "contraste de conos global del estímulo".

Asumiendo algunas propiedades para los mecanismos, puede demostrarse fácilmente que la relación entre la amplitud de las respuestas en los mecanismos  $A$ ,  $D$ ,  $T$  y la amplitud de las respuestas en los conos  $L$ ,  $M$ ,  $S$ , se da por;

$$\begin{pmatrix} \Delta A_s \\ \Delta T_s \\ \Delta D_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_A & 0 & 0 \\ 0 & K_T & 0 \\ 0 & 0 & K_D \end{pmatrix} \begin{pmatrix} L_0 & M_0 & 0 \\ L_0 & -L_0 & 0 \\ -L_0 & -M_0 & L_0 + M_0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{\Delta L_s}{L_0} \\ \frac{\Delta M_s}{M_0} \\ \frac{\Delta S_s}{S_0} \end{pmatrix}$$

Fórmula 3.17. Relación entre la amplitud de las respuestas en los mecanismos  $A$ ,  $T$ ,  $D$  y la amplitud de las respuestas en el cono  $L$ ,  $M$ ,  $S$ .

donde  $K_A$ ,  $K_T$ ,  $K_D$ , son constantes de escalado que definen la respuesta de unidad en cada mecanismo. Si estas constantes son escogidas para que un estímulo aislado produzca un contraste del cono global con respuesta unidad en el mecanismo aislado [Capilla et al (1998)], tenemos una métrica común para las tres direcciones cardinales de espacio del color que nos permitiría comparar los umbrales medidos a lo largo de estas direcciones. Este espacio de la representación se propuso originalmente por Derrington y colaboradores, y normalmente es conocido como el espacio de DKL o "modulación antagonista espacial". [Derrington et al (1984)].  
Fórmula 3.18.

Para un elegante tratamiento matemático de este espacio, incluso una discusión detallada de las propiedades asumida

para los mecanismos, podemos referirnos a la guía didáctica por D. H. Brainard en Kaiser y el book [Brainard (1996)].

De la ecuación inversa;

$$\begin{pmatrix} \frac{\Delta L_s}{L_0} \\ \frac{\Delta M_s}{M_0} \\ \frac{\Delta S_s}{S_0} \end{pmatrix} = \frac{1}{L_0 + M_0} \begin{pmatrix} 1 & \frac{M_0}{L_0} & 0 \\ 1 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{1}{K_A} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{K_T} & 0 \\ 1 & 0 & \frac{1}{K_D} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta A_s \\ \Delta T_s \\ \Delta D_s \end{pmatrix}$$

Fórmula 3.18. Modulación antagonista espacial.

se puede obtener los contrastes de conos generados por el estímulo en la dirección  $[\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s]$  del espacio de color, el patrón puede reescribirse de la forma:

$$\begin{pmatrix} \frac{\Delta L(x,y)}{L_0} \\ \frac{\Delta M(x,y)}{M_0} \\ \frac{\Delta S(x,y)}{S_0} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\Delta L_s}{L_0} \\ \frac{\Delta M_s}{M_0} \\ \frac{\Delta S_s}{S_0} \end{pmatrix} \cdot \text{sen}(2\pi(f_x x + 2\pi f_y y) + \Phi)$$

Fórmula 3.19. Para obtener los contrastes de conos generados por el estímulo en la dirección  $[\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s]$  del espacio de color.

y la sensibilidad al contraste puede calcularse como:

$$CSF(f_x, f_y) = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{\Delta L_{thres}(f_x, f_y)}{L_0}\right)^2 + \left(\frac{\Delta M_{thres}(f_x, f_y)}{M_0}\right)^2 + \left(\frac{\Delta S_{thres}(f_x, f_y)}{S_0}\right)^2}}$$

Fórmula 3.20. Para obtener la sensibilidad al contraste de conos generados por el estímulo en la dirección  $[\Delta A_s, \Delta T_s, \Delta D_s]$  del espacio del color.

Donde:

$$\left[ \frac{\Delta L_{thres}}{L_0} \quad \frac{\Delta M_{thres}}{M_0} \quad \frac{\Delta S_{thres}}{S_0} \right] = K_{thres} \left[ \frac{\Delta L_s}{L_0} \quad \frac{\Delta M_s}{M_0} \quad \frac{\Delta S_s}{S_0} \right]$$

Fórmula 3.21. Define el vector en la dirección marcada por el vector estímulo con el módulo que permite detectar el patrón.

es el vector en la dirección definida por el vector estímulo con el módulo que permite justamente detectar el patrón.

Esta definición mejora la dada por la ecuación desarrollada desde el vector módulo del estímulo al umbral porque, como usa una métrica común para todos los estímulos, puede compararse los umbrales a lo largo de cualquier dirección del



espacio del color y no sólo a lo largo de los tres cardinales. La función de la sensibilidad del contraste cromática (*cCSFs*) es de pasa-baja, es decir, la sensibilidad máxima se alcanza cuando la frecuencia espacial tiende hacia el cero. A cualquier frecuencia, la sensibilidad medida con la red rojo-verde es más alta que la que se obtuvo con la red azul-amarillo y, por consiguiente, la resolución espacial con la red rojo-verde también es más alta que la que se obtuvo con el azul-amarillo, los valores de la frecuencia están alrededor de 12 y 10  $c/^\circ$ , respectivamente. Las sensibilidades rojo-verdes y azul-amarillas son más altas que la sensibilidad acromática para las frecuencias espaciales particularmente bajas (más bajo que 0.5  $c/^\circ$ ) [Mullen (1985), Webster et al (1990), Valberg (1997)].

Figura 3.15. Al determinar la CSF azul-amarillo, la aberración cromática debe eliminarse, o por otra parte el enrejando se torcerá por artefactos acromáticos que aumentarían la probabilidad de detección por un mecanismo acromático, una circunstancia que debe evitarse. El efecto de aberración cromática, sin embargo, sólo es importante para las frecuencias espaciales sobre 3-4  $c/^\circ$  [Bradley et al (1992)]. Figura 3.15.

Las sensibilidades cromáticas y acromáticas son básicamente afectadas por los mismos factores, aunque ellos necesariamente no siguen las mismas leyes. Por ejemplo, la transición entre las leyes de Vries-Rose y Weber ocurre a un nivel de luminancia que depende de la frecuencia espacial, pero esta dependencia no es la misma para la red cromática y acromática [Valero et al (2004), Van der Horst et al (1969), Sekiguchi et al (1993)].

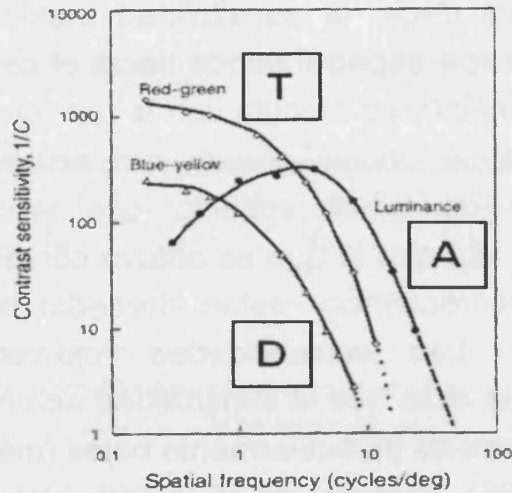


Figura 3.15. Las 3 CSFs cromáticas tienen forma de pasa-baja, esto es, la sensibilidad es máxima cuando la frecuencia tiende a cero.

La apariencia de la red en las principales direcciones cardinales del color en el espacio ( $f_y=0$ ) se presenta en la Figura 3.16. A la izquierda (A) dirección cardinal acromática. Centro (B) dirección cardinal cromática rojo-verde. Derecha (C) dirección cardinal cromática azul-amarillo

La literatura sobre la variación de la sensibilidad cromática con la excentricidad es escasa. Es conocido, sin embargo, que la sensibilidad máxima a la red rojo-verde disminuye más rápido con la excentricidad que la observada con la red azul-amarillo, en consonancia con la significativa proporción en que disminuyen las densidades de  $K$  y  $P$ . Si se examinan en comparables condiciones los grados de sensibilidad para cada

dirección en el color, en la frecuencia espacial óptima debe tenerse presente la tasa de atenuación de sensibilidad para el azul-anarillo y para los mecanismos acromáticos comparable. [Mullen et al (2002)]

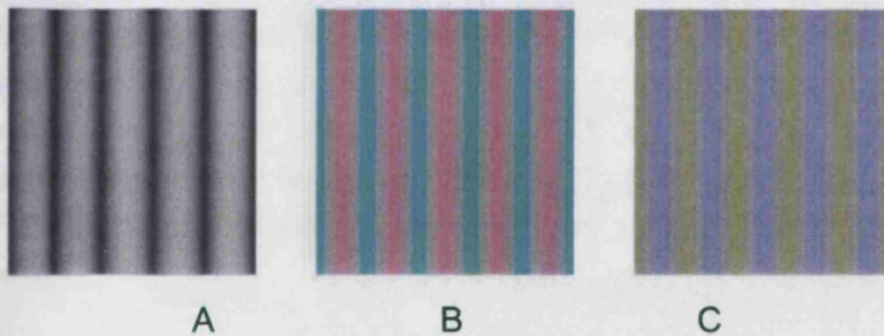


Figura 3.16. Apariencia de la red en las principales direcciones cardinales del color en el espacio ( $f_y=0$ ).

### 3. 8.Relación entre las CSFs psicofísicas y las respuestas en frecuencia de las células.

Aunque la forma de las CSFs acromática y cromáticas, pasabanda y pasa-baja, respectivamente, coincide con la forma de las respuestas en frecuencia de las células Parvo (acromática pasabanda y rojo-verde pasa-baja) y Konio (azul-amarillo pasabaja), no debe entenderse que una CSF psicofísica corresponde directamente a la respuesta en frecuencia de un

grupo particular de células. La interpretación actualmente más extendida es que la CSF (unidimensional) es una envolvente de las respuestas en frecuencia de grupos de células corticales (simples) sintonizadas para diferentes frecuencias. Las frecuencias de sintonizado, o frecuencias óptimas, estarían espaciadas, grosso modo, en pasos de 1 octava, esto es, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 8, 16, 32  $c/^\circ$ , y las anchuras de banda serían asimismo, grosso modo, de una octava, o en otra palabras, proporcionales a las frecuencias de sintonizado [De Valois et al. (1982)]. En la Figura 3.17. se ilustra un ejemplo en el que se muestra como una CSF es ajusta razonablemente bien mediante sólo cuatro grupos de células sintonizadas para 2, 4, 8 y 16  $c/^\circ$  [Wilson et al. (1983)].

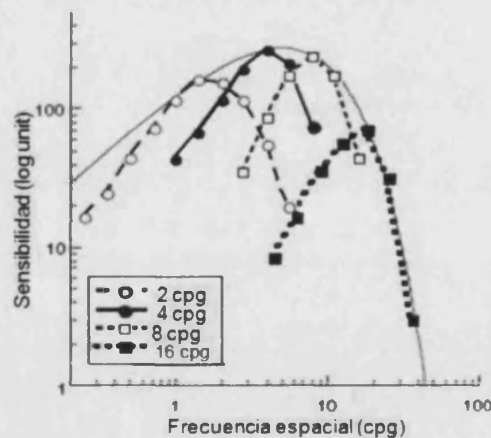


Figura 3.17. Envolvente de la CSFs de las células corticales sintonizadas para las frecuencias 2, 4, 8, 16  $c/^\circ$ . [Wilson et al. (1983)]

En principio, las mismas ideas valdrían también para las CSFs cromáticas tanto rojo-verde [Losada et al (1995)] como azul-

amarillo [Humanski et al (1993)]. Sin embargo, debido al hecho de que la CSF cromática tiene forma de pasa-baja, existe una duda razonable sobre si ésta es el resultado de una envolvente o por el contrario, se correspondería directamente con las características de las respuestas en frecuencia de un grupo de células con características especiales, cuyos mapas de inputs son de Tipo II, y por consiguiente, sus repuestas en frecuencia serían pasa-baja. Este grupo constituiría en torno al 10% de la población total de V1 y probablemente se correspondería con el grupo de células que Conway y colaboradores, localizan en el interior de los blobs y que consideran responsables del color de los objetos sobre un fondo uniforme [Conway (2001), Conway et al (2002)].

*Capítulo 3 Sensibilidad al contraste*

*Capítulo 4 Material y métodos*

# Capítulo 4

## Material y métodos



*Capítulo 4 Material y métodos*



#### **4.1.- Introducción.**

Capítulo destinado a describir los diferentes procedimientos utilizados en el trabajo de investigación. En el se van a detallar los criterios de selección de pacientes, criterios de inclusión y exclusión, métodos de evaluación y los exámenes que a cada uno de los individuos seleccionados para el estudio han sido sometidos. Así mismo describiremos el instrumental y la tecnología utilizada para la realización de las pruebas, haciendo hincapié en el equipo experimental Analizador ATD de Doble Modulación desarrollado por el Grupo de Visión del Departamento de Óptica de la Universitat de València y la empresa INDO, y por último la documentación empleada y los métodos de clasificación de los resultados para su posterior estudio con las diferentes técnicas estadísticas.

#### **4.2.- Material humano.**

Se planteó un estudio trasversal de la muestra invitada al trabajo experimental que estuvo formada por 136 personas, (64 hombres, 72 mujeres), total 235 ojos, en adelante denominados sujetos. Se descartaron por problemas operacionales y baja fiabilidad en los diferentes controles a 36 personas (20 mujeres y 16 hombres), total 69 sujetos, quedándonos con 166 sujetos (Tabla 4.1.).

El periodo de tiempo de la evaluación de las personas participantes en el estudio está comprendido entre el 15 Diciembre 2008 al 12 de Julio 2010.

Todas las personas participantes fueron informadas del protocolo de la exploración y firmaron el consentimiento informado una vez fue explicado detalladamente los objetivos del trabajo, las pruebas que se incluían en el protocolo exploratorio, y la posibilidad de abandonarlo en el momento en que lo desearan. Se hizo constar que dichos procedimientos están adheridos a los principios de la declaración de Helsinki.

	Nº SUJETOS	VARONES	MUJERES
CASOS CONTROL	12	6	6
CATARATAS NUCLEARES PURAS	81	33	48
CATARATAS NUCLEO-CORTICAL COMBINADAS	20	6	14
CATARATAS SUBCAPSULARES POSTERIOR	24	13	11
CATARATAS CORTICALES	29	10	19
<b>OJOS TOTALES</b>	<b>166</b>	<b>68</b>	<b>98</b>
NO2NC2	7	3	4
NO3NC3	38	19	19
NO4NC4	23	8	15
NO5NC5	13	5	8
<b>OJOS CATARATAS NUCLEARES</b>	<b>81</b>	<b>35</b>	<b>46</b>
NO3 NC3-C3	11	2	9
NO3 NC3-C4	3	1	2
NO4NC4-C3	3	1	2
NO4NC4-C4	3	2	1
<b>CATARATAS NUCLEO-CORTICAL</b>	<b>20</b>	<b>6</b>	<b>14</b>
P3	13	8	5
P4	11	5	6
<b>CASOS TOTALES SUBCAPSULARES POSTERIOR</b>	<b>24</b>	<b>13</b>	<b>11</b>
C3	19	5	14
C4	10	5	5
<b>CASOS TOTALES CORTICALES</b>	<b>29</b>	<b>10</b>	<b>19</b>

Tabla 4.1. Clasificación de los sujetos preseleccionados en el estudio.

A continuación, siguiendo los criterios más recientes propuestos por [Stifter et al. (2006)], se reagruparon los sujetos de acuerdo con las siguientes categorías Tabla 4.2.:

1º Grupo control; 2º Grupo Ni “nuclear incipiente” (catarata NO2-NC2); 3º Grupo NI “nuclear intermedio” (cataratas NO3-NC3 y NO4-NC4); 4º Grupo NA “nuclear avanzado” (catarata NO5-NC5); 5º Grupo SCP “catarata subcapsular posterior” (cataratas P3 y P4); 6º Grupo C “catarata cortical” (cataratas C3 y C4); 7º Grupo NC “cataratas núcleo-cortical” (cataratas NO3-C3, NO3-C4, NO4-C3 y NO4-C4).

	Nº sujetos	Varones	Mujeres
Control	12	6	6
Ni	7	3	4
NI	61	27	34
NA	13	5	8
SCP	24	13	11
C	29	10	19
NC	20	6	14
Total	166		

Tabla 4.2. Clasificación agrupada de los 166 sujetos evaluados en el estudio.

#### 4.2.1.- Criterios de selección, inclusión:

Estudio poblacional de adultos sanos, mayores de 50 años y características étnicas similares a la población española. Se seleccionaron por el departamento de Oftalmología las

personas diagnosticadas de cataratas y con valores de AV tomada en unidades LogMar entre 0,75 y 0,0 que son atendidos en el Hospital Universitario Politécnico La Fe perteneciente a la red pública sanitaria de la Comunidad Valenciana.

En la anamnesis a todos los candidatos se descartó cualquier enfermedad sistémica u ocular con repercusión visual. Se obtuvo la historia médica completa y se realizó un examen oftalmológico con lámpara de hendidura con valoración del fondo de ojo y clasificación de la transparencia previa de los medios oculares.

#### 4.2.2.- Criterios de selección, exclusión.

Se descartaron patologías frecuentes como la diabetes mellitus y el glaucoma crónico simple, ojo seco severo, miopes con alteraciones retinianas, PIO elevada (>21) con riesgo de glaucoma, pacientes con facoemulsificación y la implantación de lente de intraocular, irregularidades o falta transparencia en cornea, iris con alteraciones como sinequias, hernias o secuelas quirúrgicas previas sobre el globo ocular. Se excluyeron pacientes bajo tratamiento farmacológico ocular que implique la toma de cualquier medicamento que pudiera influir en la medida de la visión o tener efectos secundarios oculares

Por problemas operacionales se excluyen también por baja fiabilidad, sujetos muy nerviosos, inestables en el comportamiento, dificultades graves de movilidad o con déficit severo de atención y comprensión.

El grupo control es seleccionado con características similares al grupo de personas expuesto al estudio y con los mismos criterios de exclusión entre el personal sanitario del centro hospitalario y acompañantes de las personas examinadas.

#### **4.3.- Métodos de evaluación.**

El protocolo de evaluación comprende una serie de pruebas que se describen a continuación.

##### **4.3.1.- Evaluación de la AV.**

La agudeza visual se tomó con su graduación corregida expresada en unidades Log Mar sobre una tabla Bailey-Lowie situada a 6 metros con iluminación estándar en la misma habitación para todas las personas evaluadas.

Todas las líneas de AV contienen el mismo número de letras tipo Sloan con dificultad similar. El valor MAR responde al mínimo ángulo de resolución y corresponde a la inversa de la agudeza visual decimal. El tamaño de letra está calculado para que varíen de línea a línea en pasos de 0,1 unidades logarítmicas, presentando un espaciado entre letras igual al ancho de la letra así como el espaciado entre líneas igual a la altura de la letra en la línea inferior. Este diseño facilita la identificación de las letras en todas las líneas de forma similar, minimizando el efecto de interacción de contornos (crowding), para que sea similar en todos los niveles independientemente del tamaño, lo que permite determinar la AV con mayor precisión sobre todo en casos con dificultad visual severa.

El valor logarítmico de los test de AV se obtiene calculando el logaritmo del ángulo mínimo de resolución MAR. Así cuando hablamos de AV unidad, el MAR es 1', como el valor logarítmico de 1 es igual a 0, la AV logarítmica de la unidad será igual a 0. El valor de la AV varía en pasos de 0,1 de una línea a otra y cada línea contiene cinco letras, a cada una se le asigna el valor de 0,02 unidades logarítmicas. A mejor AV, más pequeño es el valor logarítmico, así que por cada letra que ve se le resta 0,02. Con este tipo de anotaciones conseguimos monitorizar más exactamente la evolución de una AV, siendo el método de anotación que se utiliza habitualmente para estudios científicos. Figura 4.1.

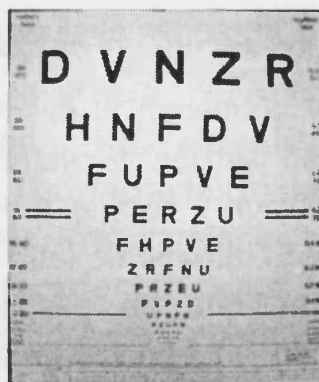


Figura 4.1. Bailey Lovie chart, utilizada en el estudio para la determinación de la AV.

#### 4.3.2.-Tonometrías no contacto.

Se realizó medición de tonometría neumática para descartar sujetos con presión intraocular con valores superiores a los

considerados normales (< 21 mm/hg.), con tonómetro de no contacto Nidek NT510.

#### 4.3.3.- Examen con la lámpara de hendidura.

La exploración con lámpara de hendidura se realizó bajo condiciones de iluminación ambiental en el gabinete oftalmológico. Cualquier alteración ocular con repercusión en los medios visuales (leucomas corneales, sinequias iridianas, ectopias pupilares, etc.) resultó en exclusión del paciente para el estudio. Se valoró la opacidad del cristalino realizando su observación a través de una sección del mismo y mediante la técnica de retroiluminación, especialmente para las cataratas corticales y subscapulares posteriores. El estudio del fondo de ojo se realizó tanto con lámpara de hendidura como con oftalmoscopia binocular, para descartar la presencia de cualquier patología vítreo-retiniana o del nervio óptico que pudiera causar alteración en la visión.

Posteriormente las cataratas fueron observadas y fotografiadas mediante la técnica que se describe a continuación:

Para la observación del cristalino de cada ojo aplicamos la técnica de iluminación directa. Para ello dirigimos la luz hacia el área pupilar, enfocando las distintas capas en un movimiento antero posterior del cuerpo central de la lámpara de hendidura. Con unos aumentos entre 10X y 30X y una iluminación con intensidad media-alta, construimos en la cabeza del foco una

hendidura fina con forma de paralelepípedo de anchura aproximada a 1,5 mm.

Iniciamos la exploración desde la cápsula anterior para continuar hasta el núcleo del cristalino y capsula posterior, enfocándolas mediante el desplazamiento del cuerpo de la lámpara de hendidura lentamente hacia el interior con el mando de avión del biomicroscopio "joystick" y modificando el ángulo de la fuente de iluminación sobre la normal hasta los 45°. Esta técnica nos facilita la observación de las distintas capas del cristalino, la opacidad y coloración.

La sección óptica permite realizar un corte transversal sobre los medios oculares que se proyecta. La formaremos con una hendidura de 3 mm., en la salida de la fuente de iluminación y un ángulo de 45° a 50° respecto al ángulo de observación, iluminación alta y entre 20X y 30X. Desplazaremos el cuerpo de la lámpara de hendidura hacia el ojo, lo que nos permitirá observar la cara anterior del cristalino, presencia de esclerosis nuclear y los engrosamientos e irregularidades de la cápsula posterior del cristalino. Con la técnica de reflexión especular observamos la cara anterior y posterior del cristalino. Para ello aplicamos el haz de luz directa con un ángulo de incidencia sobre la superficie observada igual que el eje de observación a través de los oculares.

Para observar la catarata cortical así como también la cápsula posterior del cristalino utilizaremos la técnica de la retroiluminación, técnica que mediante una sección óptica en el eje geométrico del ojo, se enfoca la parte del cristalino a observar para a continuación desplazar el haz lo más cerca del



borde pupilar. El reflejo de la luz en la retina transiluminará el cristalino con un aspecto rojo haciendo manifestar la presencia de zonas oscuras cuando existen opacidades. Esta observación es más fácil cuanto mayor es el diámetro pupilar.

Con estas técnicas de observación con lámpara de hendidura se procedió a documentar fotográficamente las características de las opacificaciones de los cristalinos observados para su posterior clasificación según el método LOCS III.

Para ello el paciente fue instruido en cuanto a posición y fijación de su mirada al punto referenciado, haciéndole mantener su barbilla apoyada en la mentonera y la frente en la frontera de forma cómoda y relajada. El equipo fue comprobado en su enfoque coaxial rotando el sistema de iluminación, enfoque y aumentos. Los oculares fueron ajustados a la distancia interpupilar y a la potencia correcta del observador para evitar acomodación.

#### 4.3.4.- Fotografía y clasificación de las cataratas.

Las imágenes de las cataratas fueron observadas en la lámpara de hendidura modelo BP 900, tipo HAAG-STREIT.

Fotografiadas con un equipo fotográfico electrónico Canon PowerShot A630, enfoque modo manual, foco, 6,5 tiempo obturación 1/125, sin flash, incorporado al equipo ocular de la lámpara de hendidura. Figura 4.2.

Posteriormente pasadas a fichas electrónicas sobre soporte Power Point 2007 donde se incorporó la filiación, códigos de identificación, fechas nacimiento y de la realización de la prueba, graduación en gafas, agudeza visual en LogMar y las imágenes de la catarata observada y clasificadas por dos observadores independientemente, que las compararon con la clasificación LOCS III. Figura 4.3.



*Figura 4.2. Equipo lámpara de hendidura modelo BP 900, tipo HAAG-STREIT con acople fotográfico en ocular derecho.*

El método clínico más utilizado en el mundo para la clasificación de las cataratas seniles es denominado "Lens Opacities Classification System III" o, abreviadamente LOCS III Figura 4.3. Esta clasificación clínica consiste en una lámina con fotografías patrón colocadas en forma de tabla. Cuando el especialista realiza una observación o fotografía una catarata

podrá comparar el grado de densidad y coloración con las fotografías patrón de la tabla.

En la tabla hay tres partes del cristalino que se valoran: el núcleo, (N), el córtex (C) y la capsula posterior (P). Con la técnica de iluminación directa, observaremos la opacidad del núcleo que se identifica con las siglas (NO). Existen seis clasificaciones desde la NO1, la más transparente, hasta la NO6 la de mayor opacidad. Compararemos la catarata observada con la clasificación de la tabla asignándole la numeración que más se asemeje. Esta forma de clasificación la utilizaremos con los demás parámetros que describimos a continuación.



Figura 4.3. Ficha en soporte Power Point 2007 con filiación de las imágenes fotografiadas del cristalino utilizada para la evaluación de las cataratas.

La pérdida de transparencia del núcleo lleva implícita también la coloración del núcleo (NC), desde un amarillento al ámbar e, incluso, al marrón intenso en la catarata brunesciente dándole una clasificación numeral desde NC1 al NC6 a semejanza a la utilizada para la opacificación nuclear.

Para la clasificación de la opacidad cortical (C) y subscapular posterior, utilizaremos la técnica de retroiluminación. Para cuantificar la opacidad cortical (C), comparamos el grado de opacidad de la imagen de la catarata con las fotografías clasificadas desde C1 a C5, ignorando la posible presencia de vacuolas, separaciones lamelares o suturales. Las cataratas subscapulares posteriores (P) se cuantifican de modo similar entre las fotografías de referencia P1 y P5. Las clasificaciones de opacificación nuclear y cortical por debajo de 2 según el sistema LOCS III se consideran como cambios normales por edad y no constituyen catarata.

#### 4.3.5.- Evaluación con el Analizador ATD de Doble Modulación

El Analizador ATD de Doble Modulación, desarrollado en colaboración entre el Grupo de Visión del Departamento de Óptica de la Universitat de València y la empresa INDO S.A., es un instrumento que permite la realización de *campimetrías de sensibilidad al contraste espacio-temporal en las direcciones cardinales de los mecanismos postreceptoriales acromático (A), rojo-verde (T) y azul-amarillo (D)*, cuyas respuestas determinan la visión del color de un sujeto. Dichos mecanismos están fisiológicamente mediados por las tres clases principales de

células ganglionares, *M*, *P* y *K*, presentes en la retina de los primates (el ser humano en particular), y que dan nombre a los caminos visuales *Magnocelular*, *Parvocelular* y *Koniocelular*, respectivamente. Gracias a los estímulos diseñados para aislar de manera óptima las respuestas de los mecanismos A, T y D, el Analizador ATD de Doble Modulación permite disponer en un tiempo razonable de gran cantidad de información sobre el estado funcional específico de cada uno de los mecanismos postreceptoriales, lo que sirve a los especialistas de la visión como indicador de nivel de alerta, en cada momento, sobre el estado estructural de la retina del paciente. Es bien sabido que la mayor parte de las patologías visuales cursan con mayor o menor pérdida de células en una u otra población, por lo que poner de manifiesto cualquier deterioro funcional asociado lo antes posible puede ser determinante para un tratamiento eficaz del problema. El desarrollo de este dispositivo se llevó a cabo con la financiación del Ministerio de Educación y Ciencia, a través de los proyectos DPI2000-0116-P4 y PTR1995-0909-OP cuyo investigador principal es el Dr. Pascual Capilla, co-director de esta tesis doctoral.



Imagen 4.4. Equipo ATD siendo usado en una prueba de sensibilidad al contraste cromática.

Los estímulos que se generan con el analizador ATD de doble modulación son patrones cuya paleta de colores está confinada en la dirección del espacio de color definida por el vector estímulo  $[\Delta A_s \ \Delta T_s \ \Delta D_s]$ , cuyos elementos representan las variaciones máximas, o amplitudes, que el estímulo produce en las respuestas de los mecanismos A, T y D, respectivamente, medidas desde el blanco del monitor, que hace de estímulo inicial y que es el que controla el estado de adaptación del sujeto. Las coordenadas cromáticas del blanco del monitor son  $x_{CIE}=0.2709$ ,  $y_{CIE}=0.2966$ , y la luminancia media 40-45  $\text{cd/m}^2$ . El vector estímulo es modulado sinusoidalmente en el espacio y en el tiempo alrededor del blanco, y suavizado espacialmente por una gaussiana radial y por una gaussiana temporal en el encendido y en el apagado del estímulo. La dirección de la modulación sinusoidal es horizontal ( $0^\circ$ ). Este tipo de perfil espacio-temporal puede ser descrito por la siguiente fórmula:

$$\begin{pmatrix} \Delta A(x, y, t) \\ \Delta T(x, y, t) \\ \Delta D(x, y, t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta A_s \\ \Delta T_s \\ \Delta D_s \end{pmatrix} \cdot \text{sen}(2\pi f_x x + \varphi) \cdot \text{sen} 2\pi f_t t \cdot g(r) \cdot h(t) \cdot \text{rect}\left(\frac{x}{a}, \frac{y}{a}\right)$$

Fórmula 4.1

donde  $g(r)$  y  $h(t)$  son de la forma:

$$g(r) = \begin{cases} 1 & \text{if } 0 \leq r \leq r_0 \\ \exp\left\{-\frac{(r-r_0)^2}{2\sigma^2}\right\} & \text{if } r > r_0 \end{cases}$$

Fórmula 4.2

$$h(t) = \begin{cases} \exp\left\{-\frac{(t-t_0)^2}{2\sigma_t^2}\right\} & \text{if } 0 \leq t \leq t_0 \\ 1 & \text{if } t_0 < t \leq T_s - t_0 \\ \exp\left\{-\frac{(t-T_s+t_0)^2}{2\sigma_t^2}\right\} & \text{if } T_s - t_0 < t \leq T_s \end{cases}$$

Fórmula 4.3

Las coordenadas  $(x, y)$  del píxel  $ij$  del estímulo centrado en  $(x'_c, y'_c)$  pueden expresarse de la forma  $x = x' - x'_c$  e  $y = y' - y'_c$ , donde  $(x', y')$  son las coordenadas del píxel  $ij$  medidas desde el punto de fijación, y  $(x'_c, y'_c)$  son las coordenadas del centro del estímulo medidas asimismo desde el punto de fijación. La frecuencia  $f_x$  representa la frecuencia espacial en ciclos por grado. La fase  $\varphi$  es igual a  $\pi/2$ , esto es, la modulación sinusoidal tiene un máximo en el centro del estímulo. La constante  $a$  en la función rectángulo, igual a  $5^\circ$ ,



limita el tamaño de los estímulos. La función  $g(r)$ , con  $r^2=x^2+y^2$ , es una envolvente espacial con simetría radial donde  $r_0=1.5^\circ$  y  $\sigma=(1/3)^\circ$ , de manera que el valor de la función exponencial es despreciable en  $r=2.5^\circ$ , y en particular en los puntos tangentes a los bordes de la función rectángulo. De este modo la función de suavizado minimiza los transitorios espaciales que pudieran constituir una clave para la detección del patrón por parte de mecanismos distintos del que queremos testear. La frecuencia  $f_t$  representa la frecuencia temporal en Hz. La función  $h(t)$  es una envolvente temporal en la que  $T_s=1000$  ms es la duración total del estímulo,  $t_0$  vale 100 ms y  $\sigma_t=t_0/3$ , esto es, la amplitud del estímulo crece durante 100 ms, se mantiene constante durante los siguientes 800 ms y se atenúa en los últimos 100 ms. Este suavizado se introduce para evitar transitorios temporales al inicio y al final del estímulo que, como los transitorios espaciales, pudieran también ser una clave para un mecanismo indeseado. Los estímulos se presentan en un monitor CRT de 17 pulgadas, con una resolución espacial de 1280 líneas y una frecuencia de muestreo de 72 Hz.

#### 4.3.5.1.- Versatilidad del Analizador ATD

En la configuración estándar del Analizador ATD de Doble Modulación, los estímulos están modulados en la dirección cardinal de un mecanismo particular (la dirección del espacio de color que aísla a un mecanismo), y se exploran 21 localizaciones del campo visual,  $(x'_c, y'_c)$ , en un área centrada en la fóvea, de dimensiones  $60^\circ$  (horizontal) por  $40^\circ$  (vertical), a



una distancia de observación de 25 cm. El Analizador ATD de Doble Modulación dispone, no obstante, de opciones de configuración personalizada que permiten al usuario generar patrones en cualquier dirección del espacio de color, así como definir un subconjunto de localizaciones del campo visual, si es que no se desea analizar el campo visual completo. El valor del parámetro  $r_0$  se puede también modificar; nótese que haciendo  $r_0=2.5$  los estímulos generados son las redes sinusoidales convencionales que se usan habitualmente en las medidas clínicas, ya que la función  $g(r)=1$ , para todo  $r$ .

#### 4.3.5.2.-Determinación de una CSF mediante el Analizador ATD.

El Analizador ATD de Doble Modulación dispone de una función particular para medir una CSF en cualquiera de las 21 posiciones disponibles del campo visual, en particular, la fóvea. Los estímulos que se generan cuando se selecciona esta función son de la forma:

$$\Delta A(x, y, t) = \Delta A_s \cdot \text{sen}(2\pi f_x x + \varphi) \cdot h(t) \cdot \text{rect}\left(\frac{x}{a}, \frac{y}{a}\right)$$

Fórmula 4.4

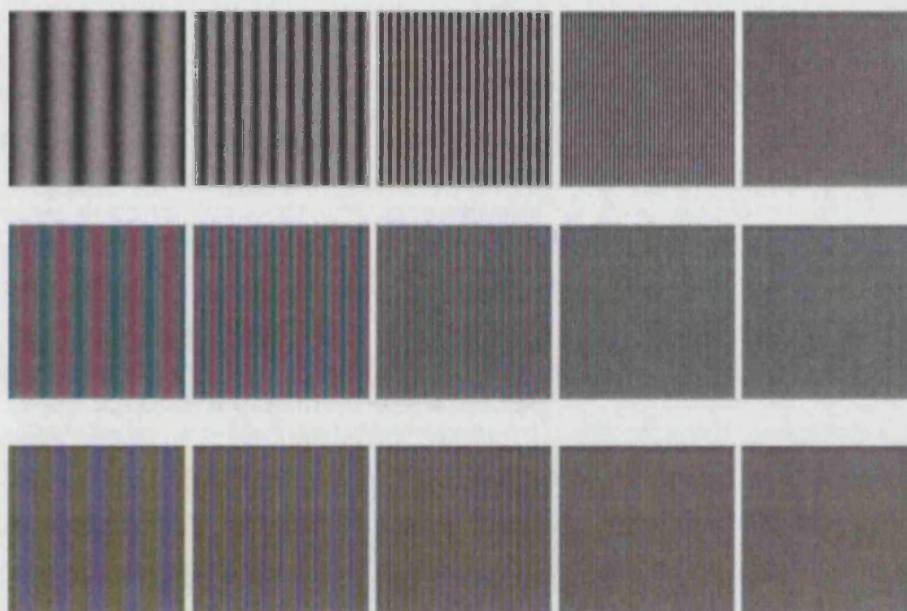
$$\Delta T(x, y, t) = \Delta T_s \cdot \text{sen}(2\pi f_x x + \varphi) \cdot h(t) \cdot \text{rect}\left(\frac{x}{a}, \frac{y}{a}\right)$$

Fórmula 4.5

$$\Delta D(x, y, t) = \Delta D_s \cdot \text{sen}(2\pi f_x x + \varphi) \cdot h(t) \cdot \text{rect}\left(\frac{x}{a}, \frac{y}{a}\right)$$

Fórmula 4.6

Los parámetros de la función  $h(t)$  en las ecuaciones de las Fórmula 4.4., Fórmula 4.5. y Fórmula 4.6., así como los valores de la fase,  $\varphi$ , y del tamaño del rectángulo,  $a$ , son idénticos a los de los estímulos con la configuración estándar del campímetro ( $t_0=100$  ms,  $T_s=1000$  ms,  $\sigma_t=t_0/3$ ,  $\varphi =\pi/2$ ,  $a=5^\circ$ ). La distancia de observación para esta aplicación es de 50 cm. Las frecuencias que se generan a esta distancia son 1, 2, 4, 8 y 16 c/º. En la Figura 4.5. Se muestran los estímulos correspondientes a estas frecuencias en cada canal.



*Figura 4.5. Estímulos correspondientes a las frecuencias utilizadas para cada canal acromático (arriba), rojo-verde (medio), azul-amarillo (abajo). Véase a la distancia adecuada para que las imágenes subtiendan 5°.*

#### 4.3.5.3.-Procedimiento de medida

El procedimiento comienza por asegurar que la óptica del paciente no influirá negativamente en las medidas. Para ello, se determina en primer lugar, a partir de los datos de refracción del paciente, el valor de la compensación óptica necesaria para que éste pueda ver los estímulos en la pantalla, sin necesidad de acomodar, en esta aplicación dado que el visor se encuentra a 50 cm. de la pantalla emisora de redes, se acoplará una lente de +2,00 esfera sobre la graduación de lejos. El ojo del sujeto se adapta durante 30 segundos al estímulo inicial blanco presentado en toda la pantalla. Tras el

proceso de adaptación, el estímulo de fijación parpadea, con el fin de avisar al paciente del inicio de las medidas, y se muestra el primer estímulo. Este primer estímulo tiene la mayor amplitud alcanzable por el CRT para el mecanismo que se está analizando. Los valores de  $\Delta A_{máx}$ ,  $\Delta T_{máx}$ ,  $\Delta D_{máx}$  se determinaron durante el proceso de calibrado del monitor. El sujeto pulsará el botón si detecta cualquier variación respecto al estado inicial. Para que una detección sea contabilizada, el botón debe ser pulsado más de 100 ms después del inicio del estímulo, y antes de la completa desaparición del mismo. En el momento en que es accionado el pulsador, el estímulo desaparece de la pantalla. Dependiendo de si se produce o no detección, la estrategia del programa decidirá si aumenta o disminuye la amplitud del estímulo la próxima vez que aparezca un patrón con la misma frecuencia espacial. El intervalo de tiempo entre presentaciones varía aleatoriamente entre 200 y 500 ms para minimizar la probabilidad de que el sujeto anticipe la presencia del test, sin detectarlo realmente, entrando en un patrón rítmico de respuestas.

Las reglas que gobiernan en cada paso el tamaño de los incrementos y decrementos de la amplitud del estímulo para sucesivas presentaciones son las siguientes: cuando se produce detección, la amplitud se divide por 2 para la siguiente presentación de la misma frecuencia, y continúa decreciendo de esta forma hasta que no hay detección para un determinado valor de amplitud  $\Delta_1$ . Llegados a este punto se produce un retorno: la amplitud aumentará en un factor  $\sqrt{2}$  para la siguiente presentación y continuará incrementándose de este modo hasta que de nuevo se produzca detección. Tras este

segundo retorno, la amplitud se dividirá por  $\sqrt[4]{2}$ , y así en adelante. Por tanto, dos valores consecutivos de amplitud  $\Delta_{k-1}$  y  $\Delta_k$  se relacionan entre sí de acuerdo con la expresión:

$$\log_2(\Delta_k) = \log_2(\Delta_{k-1}) + \frac{(-1)^{n+1}}{2^n}$$

Fórmula 4.7

donde  $n$  es el número de retornos contabilizados hasta la presentación  $k$ . El procedimiento de escalera para cada frecuencia concluye cuando se producen cuatro retornos ó 20 presentaciones. El proceso de búsqueda del umbral es también interrumpido si no se produce detección en tres presentaciones consecutivas con la amplitud máxima.

#### 4.3.5.4.-Definición de sensibilidad en db

Como ya se dijo en el Capítulo 3º, la sensibilidad se define como la inversa del valor mínimo de la amplitud,  $\Delta A_s$ ,  $\Delta T_s$  o  $\Delta D_s$ , según el caso, que permite la detección del estímulo. La sensibilidad en db, para el mecanismo A, se calcula de la forma:

$$SC = \text{Log}_{10} \frac{\Delta A_{\text{máx}}}{\Delta A_{\text{thres}}}$$

Fórmula 4.8

y análogamente, para los mecanismos T y D. De esta forma, un sujeto que necesita la amplitud máxima del instrumento para detectar el estímulo, tiene sensibilidad cero.

#### 4.4.- Análisis estadístico.

##### 4.4.1.- Pruebas de contraste de hipótesis.

Se ha chequeado la existencia de diferencias significativas entre los grupos mediante un test no paramétrico (Kruskall-Wallis) seguido de un procedimiento de comparación múltiple (CM) para determinar las parejas entre las que existe diferencia significativa en caso de que las haya. El test se pasó con los 7 grupos juntos y con los 3 grados de catarata nuclear más el grupo de control sólo. Para las variables con distribuciones normales (según la prueba de Lilifors) se ha realizado un análisis de la varianza (ANOVA) seguido de comparación múltiple (CM), igualmente con los 7 grupos juntos y sólo con nucleares y control.

Chequeamos si existen diferencias significativas comparando por parejas con un test no paramétrico (Mann-Whitney), y t-test para las variables con distribuciones normales.

#### 4.4.2.- Comparación de las DRP de las áreas entre canales.

Para chequear si las diferencias relativas promedio de la variable Área (presuntamente reducciones) son significativamente distintas entre canales o no, se ha realizado el test de Friedman. A continuación, para aquellos grupos en los que la prueba de Friedman resultó positiva, se determinaron las parejas de canales (A-T, A-D, D-T) para las que se da la diferencia significativa mediante la prueba de los rangos de Wilcoxon con signo.

#### 4.4.3.- Modelo de regresión múltiple.

Para estudiar la asociación entre la AV o la sensibilidad al contraste y la pertenencia a un grupo se ha realizado un análisis de regresión múltiple lineal con la AV, la sensibilidad al contraste (5 frecuencias x 3 canales), y las áreas bajo las CSFs, como variables dependientes (19 en total), y la edad y la pertenencia a un grupo como variables independientes (explicativas). La pertenencia a un grupo se definió mediante las variables dummy  $G_i$  que valen 1 para el grupo  $i$ , y 0 para todos los demás, y todas valen 0 para el grupo de control (véase Tabla 4.3). Por lo tanto, para la variable  $V$ , será:

$$V(E, Grupo) = B_0 + B_E E + B_1 G_1 + B_2 G_2 + B_3 G_3 + B_4 G_4 + B_5 G_5 + B_6 G_6$$

Fórmula 4.9

donde  $B_0$  es la intersección,  $B_E$  es el coeficiente de la edad y  $B_i$  son los coeficientes para cada una de las variables dummy. Para el grupo de referencia, o de control, tendremos:

$$V(E, \text{Gruporef}) = B_0 + B_E E$$

Fórmula 4.10

y para el Grupo  $i$ :

$$V(E, \text{Grupoi}) = B_0 + B_E E + B_i$$

Fórmula 4.11

de donde, aplicando las ecuaciones Fórmula 4.10 y Fórmula 4.11 a los grupos promedio, se puede escribir el coeficiente  $B_i$  de la forma:

$$B_i = \bar{V}(E_i, \text{Grupoi}) - \bar{V}(E_{ref}, \text{Gruporef}) - B_E (\bar{E}_i - \bar{E}_{ref})$$

Fórmula 4.12

Por lo tanto, si las edades promedio del grupo  $i$  y del grupo de referencia son iguales,  $B_i$  se puede leer directamente como lo



que cambia el promedio de la variable V por pertenecer al grupo i.

	G1	G2	G3	G4	G5	G6
Control	0	0	0	0	0	0
NC	1	0	0	0	0	0
C	0	1	0	0	0	0
SCP	0	0	1	0	0	0
NA	0	0	0	1	0	0
NI	0	0	0	0	1	0
Ni	0	0	0	0	0	1

Tabla 4.3.

La inclusión de la edad como variable independiente en el modelo permite descontar los efectos de confusión posibles que ésta variable pueda tener cuando se analiza la asociación entre cada una de las variables dependientes y la pertenencia a un grupo. No se ha considerado el sexo como variable explicativa.

Por último, la diferencia relativa promedio, DRPV, se puede calcular de la forma:

$$DRP_V(\text{Grupo } i) = \frac{\bar{V}_i - \bar{V}_{ref}}{\bar{V}_{ref}} = \frac{B_i + B_E(\bar{E}_i - \bar{E}_{ref})}{B_0 + B_E \bar{E}_{ref}}$$

Fórmula 4.13

*Capítulo 4 Material y métodos*

Para comparar las diferencias relativas entre canales, éstas deben ser relativas porque las escalas de sensibilidad de los canales son diferentes para cada canal.

Para realizar la regresión múltiple se ha usado el paquete estadístico SPSS (versión 19,00). (Statistical Package for the Social Sciences)

*Capítulo 5 Resultados*

# **Capítulo 5**

# **Resultados**

*Capítulo 5 Resultados*

### 5.1.- Resultados.

En este capítulo mostraremos los resultados promedio obtenidos para cada uno de los 8 grupos calculados a partir de los datos completos que se incluyen en el Capítulo 9 Apéndice. Los promedios que se muestran, así como todos los cálculos estadísticos posteriores se han obtenido sobre las poblaciones resultantes de eliminar los “outliers” mediante un procedimiento iterativo que descarta aquellos sujetos con medidas que se separan de la media de las distribuciones más de 3 SD. A continuación, se mostrarán los resultados de las pruebas de contraste realizadas, así como los resultados que se derivan del ajuste de los datos mediante un modelo de regresión múltiple lineal.

### 5.2.- Análisis descriptivo.

En primer lugar en la Tabla 5.1. se muestra el número de sujetos n de cada grupo después de eliminar los “outliers”, la edad promedio y AVLogMar de cada grupo.

Tabla5.1. Clasificados por grupos de los sujetos participantes en el estudio.

	n	Edad	AVLogMar
Control	12	60.3±8.9171	0,2400±0,2225
Ni	7	63.3±9.3758	0,1429±0,0582
NI	34	72.5±5.2756	0,4853±0,2077
NA	10	73.5±6.2405	0,5280±0,1940
SCP	19	62.1±7.7739	0,4474±0,2845
C	17	70.5±4.1851	0,3600±0,2315
NC	14	73.0±4.8038	0,3400±0,1838
Total	113		

En las Tablas 5.2, 5.3 y 5.4 se muestran los promedios de la sensibilidad al contraste por frecuencia y canal con sus correspondientes SD

Tabla 5.2. Valores promedio de la sensibilidad al contraste para el canal A.

	1c <sup>º</sup>	2c <sup>º</sup>	4c <sup>º</sup>	8c <sup>º</sup>	16c <sup>º</sup>
Control	16,3685±4,4797	16,7448±7,3466	14,9261±6,5043	11,1005±6,9021	6,2715±5,9091
NC	12,5940±5,0694	12,6806±6,1203	9,9034±6,0125	6,4901±5,5279	2,1245±3,0203
C	9,6064±4,8483	9,3408±5,4921	6,6625±5,3444	4,2941±4,3356	0,6198±0,8512
SCP	13,8236±4,1805	13,4671±5,8786	10,8529±6,3143	8,1793±6,0737	2,6538±2,7350
NA	14,4494±4,0844	13,0572±4,3052	9,1814±5,5818	5,8325±4,5957	0,7902±1,6301
NI	12,0804±5,3471	12,7232±6,1975	9,9011±5,5233	5,7305±4,9516	1,8266±1,9265
Ni	10,9123±3,0181	10,8586±4,09858	7,6333±5,0797	5,4830±5,1770	1,1826±1,5580

Tabla 5.3. Valores promedio de la sensibilidad al contraste para el canal D.

	1c <sup>º</sup>	2c <sup>º</sup>	4c <sup>º</sup>	8c <sup>º</sup>	16c <sup>º</sup>
Control	10,8810±3,2427	7,2122±4,1464	3,4179±3,9675	2,2264±2,8362	0,5644±1,1626
NC	7,3892±3,9008	4,4555±3,5236	1,6816±2,3968	0,4928±1,3409	0,0733±0,4142
C	6,6846±3,8867	4,4933±3,5361	1,3502±1,5172	0,0000±0,0000	0,0000±0,0000
SCP	8,2189±4,6700	5,0898±4,4476	2,8123±2,9399	0,5743±1,2313	0,0792±0,2373
NA	6,2087±2,7322	3,3490±2,4415	0,3763±0,8129	0,0000±0,0000	0,0000±0,0000
NI	6,7340±3,7591	3,7237±3,0414	1,1445±1,7666	0,3214±0,9151	0,0000±0,0000
Ni	7,0420±1,8139	4,5154±1,8306	1,9889±2,2859	0,3763±0,5748	0,0000±0,0000

Tabla 5.4. Valores promedio de la sensibilidad al contraste para el canal T.

	1c <sup>o</sup>	2c <sup>o</sup>	4c <sup>o</sup>	8c <sup>o</sup>	16c <sup>o</sup>
Control	10,8496±3,7210	10,8496±3,6932	7,5571±3,8389	5,3307±4,4460	2,2577±2,8836
NC	9,1042±3,7685	7,4691±4,0534	4,7785±3,8136	2,0646±2,8481	0,3630±1,2130
C	7,6143±4,2604	5,6443±4,1113	3,2316±3,0016	0,9961±1,8190	0,0000±0,0000
SCP	10,2786±3,6224	7,5852±4,1187	4,6541±4,2371	2,1389±2,9364	0,3961±0,6924
NA	10,9500±2,5976	8,1654±2,7824	3,9886±3,7679	1,6557±2,5779	0,0000±0,0000
NI	8,5605±3,7713	7,3768±4,0152	5,0328±3,8008	1,8736±2,3059	0,1333±0,5570
NI	7,6333±1,7611	5,4293±3,1246	3,4941±2,5215	0,7526±1,3035	0,0000±0,0000

Con estos promedios se construyen las CSFs que se muestran en las Figuras 5.1., 5.2 y 5.3., 5.4. y 5.5. En la Figura 6.1. se muestra la CSFs de los tres canales para el grupo de control. En las Figura 5.2., 5.3. y 5.4. se muestran las CSFs del grupo control comparadas con la CSFs de las diferentes morfologías para A, D, T, respectivamente. Por último, en la Figura 5.5. se compara las CSFs entre los grupos de grado intermedio, o sea NI, SCP, C y NC.

Como cabía esperar, las CSFs acromáticas tienen forma de pasa-banda, con el máximo de sensibilidad de 2c<sup>o</sup>, aunque la atenuación en las bajas frecuencias es poco pronunciada [para una reciente revisión véase Diez-Ajenjo y Capilla (2010)]. Las CSFs cromáticas, asimismo como cabía esperar, tienen forma de pasa-baja. [Mullen (1985), Valverg et al. (1993), Sekiguchi et al. (1993), Diez-Ajenjo et al. (2011)]

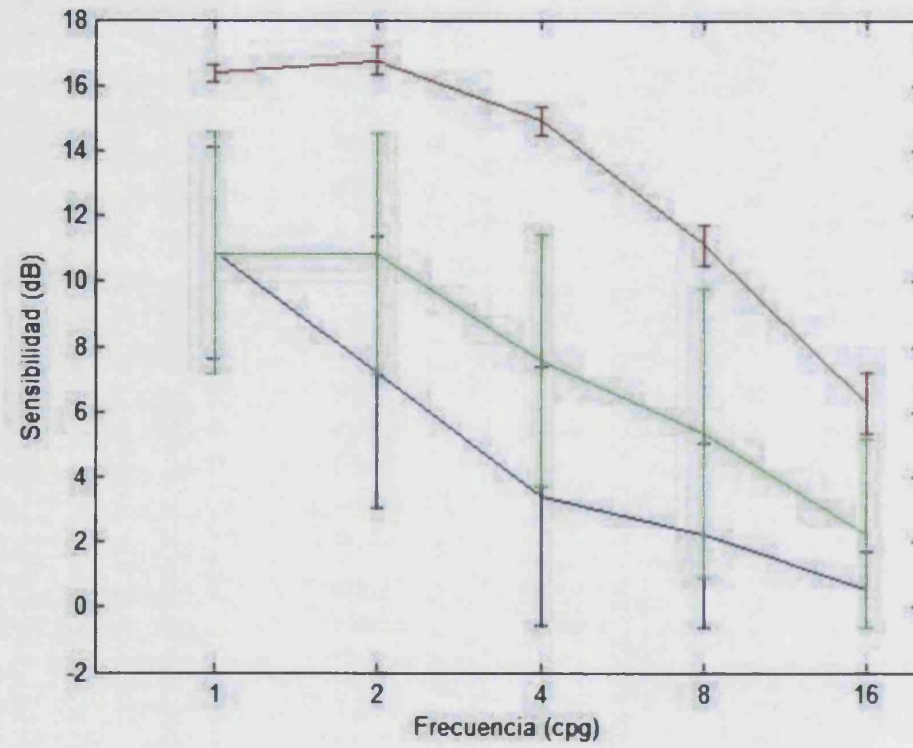


Figura 5.1. CFSs de los tres canales para el grupo de control, canal A rojo; canal D azul; canal T verde.



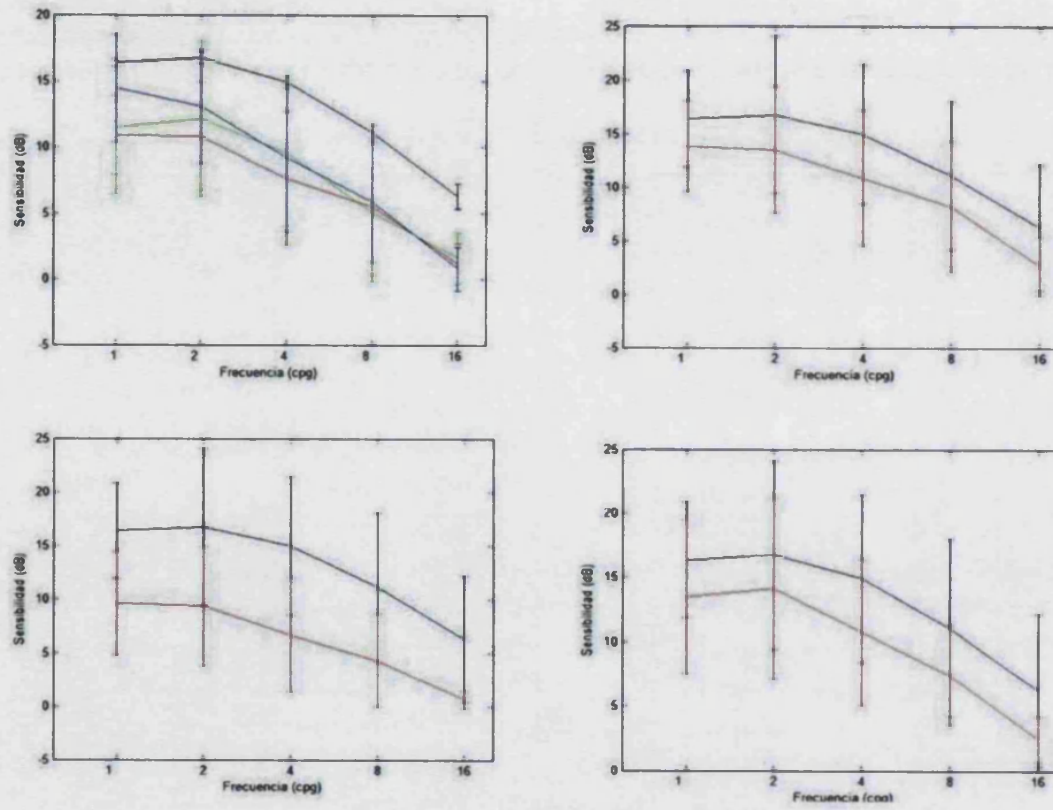


Figura 5.2. CSFs para el canal A : comparando el grupo Control con todos los grupos de cataratas nucleares (arriba izquierda), con el grupo SCP (arriba derecha), con el grupo cortical (abajo izquierda), con el grupo NC (abajo derecha). Negro Control; Rojo Ni; Verde, NI; Azul NA.

Capítulo 5 Resultados

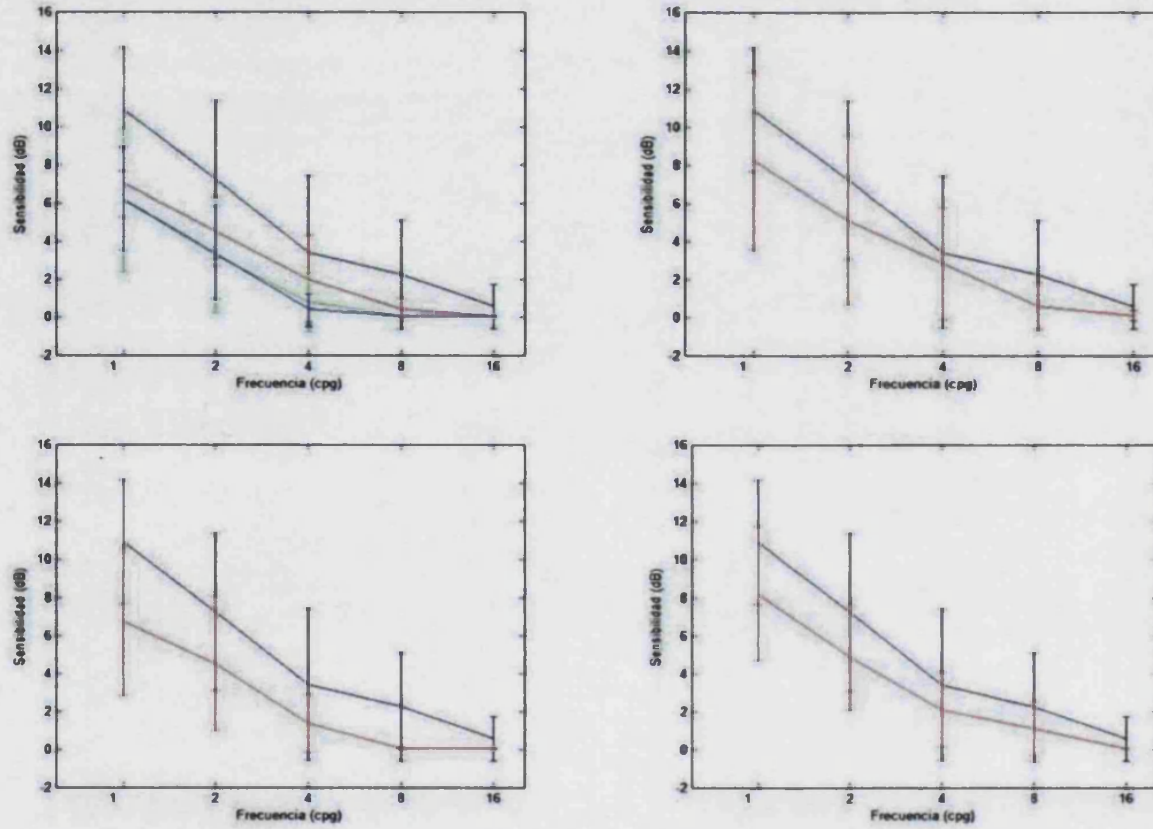


Figura 5.3. CSFs para el canal D : comparando el grupo Control con todos los grupos de cataratas nucleares (arriba izquierda), con el grupo SCP (arriba derecha), con el grupo cortical (abajo izquierda), con el grupo NC (abajo derecha). Negro, Control; Rojo, Ni; Verde, NI; Azul, NA;

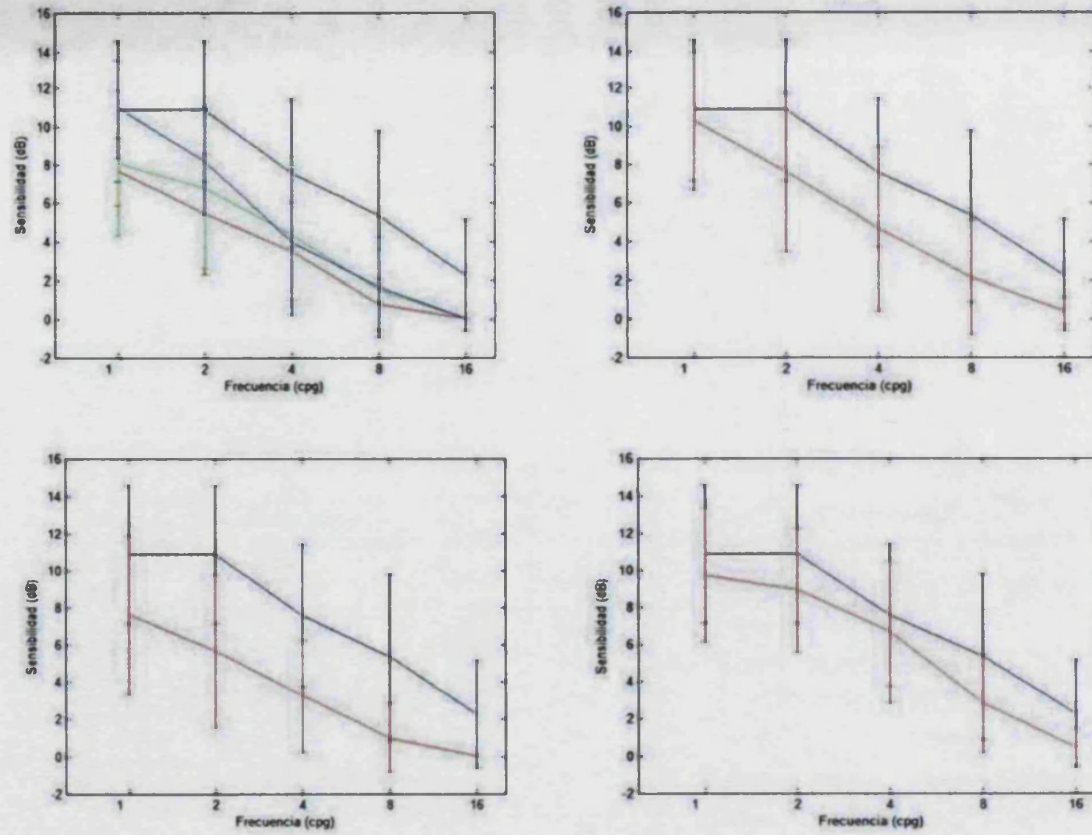


Figura 5.4. CSFs para el canal T : comparando el grupo Normal con todos los grupos de cataratas nucleares (arriba izquierda), con el grupo SCP (arriba derecha), con el grupo cortical (abajo izquierda), con el grupo NC (abajo derecha). Negro, Control; Rojo, NI; Verde, NI; Azul, NA; .

Capítulo 5 Resultados

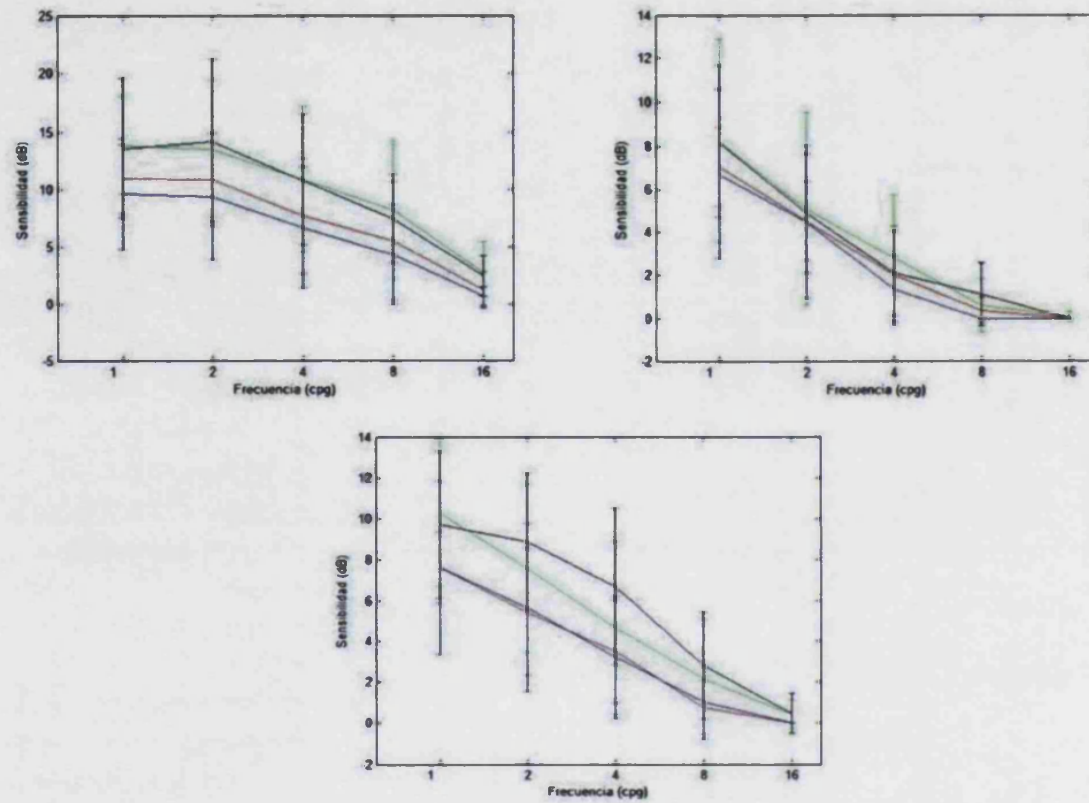


Figura 5.5. CSFs del grado intermedio en los canales A (arriba izquierda), D (arriba derecha) y T (abajo). Rojo, Nuclear; Verde, SCP; Azul, C; Negra, NC.



A continuación, en la Tabla 5.5. se muestran los promedios de las áreas bajo las CSFs para cada grupo y mecanismo.

Tabla 5.5. Áreas bajo las CSFs en los canales ATD.

Grupo	Área A	Área D	Área T
Control	169,7684±93,4275	42,1285±37,8406	85,3859±53,1516
NC	114,4451±55,2602	24,3377±17,9632	56,8060±33,4020
C	67,0456±47,1455	14,1329±9,7665	27,9449±24,8661
SCP	119,3623±73,4321	23,9438±22,3244	44,8970±35,9047
NA	92,5103±54,8823	9,2567±5,4202	39,6231±28,5990
NI	89,1359±58,9045	10,1874±9,8256	36,2121±28,3189
NI	82,2726±58,7297	18,5187±11,1450	26,9583±16,1342

### 5.3.- Pruebas de contraste.

En la Figura 5.6. (para todos los grupos), Figura 5.7. (solo para los grupos de nucleares), y en la Figuras 5.8. (para todos los grupos) y Figura 5.9. (sólo para los grupos de nucleares), se pueden ver los rangos que resultan de la comparación múltiple que sigue a los Kruskal-Wallis con el test de Tukey-Cramer (rangos de Wilcoxon) y los rangos que resultan de la comparación múltiple que sigue a las ANOVAs (con el test HSD de Tukey), respectivamente. A continuación en las Figuras 5.10 y 5.11. se muestran los rangos de Wilcoxon para AVLogMar y para las áreas bajo las CSFs en los canales A, D, T. Por último, en la Tabla 5.6. se resume el resultado de todos los tests que se han pasado para dilucidar en qué casos existen diferencias significativas entre el grupo de control y cada uno de los grupos estudiados, para cada variable dependiente, esto es, la sensibilidad al contraste para cada frecuencia y canal A, T, D, AVLogMar y las áreas bajo las CSFs (19variables).

Capítulo 5 Resultados

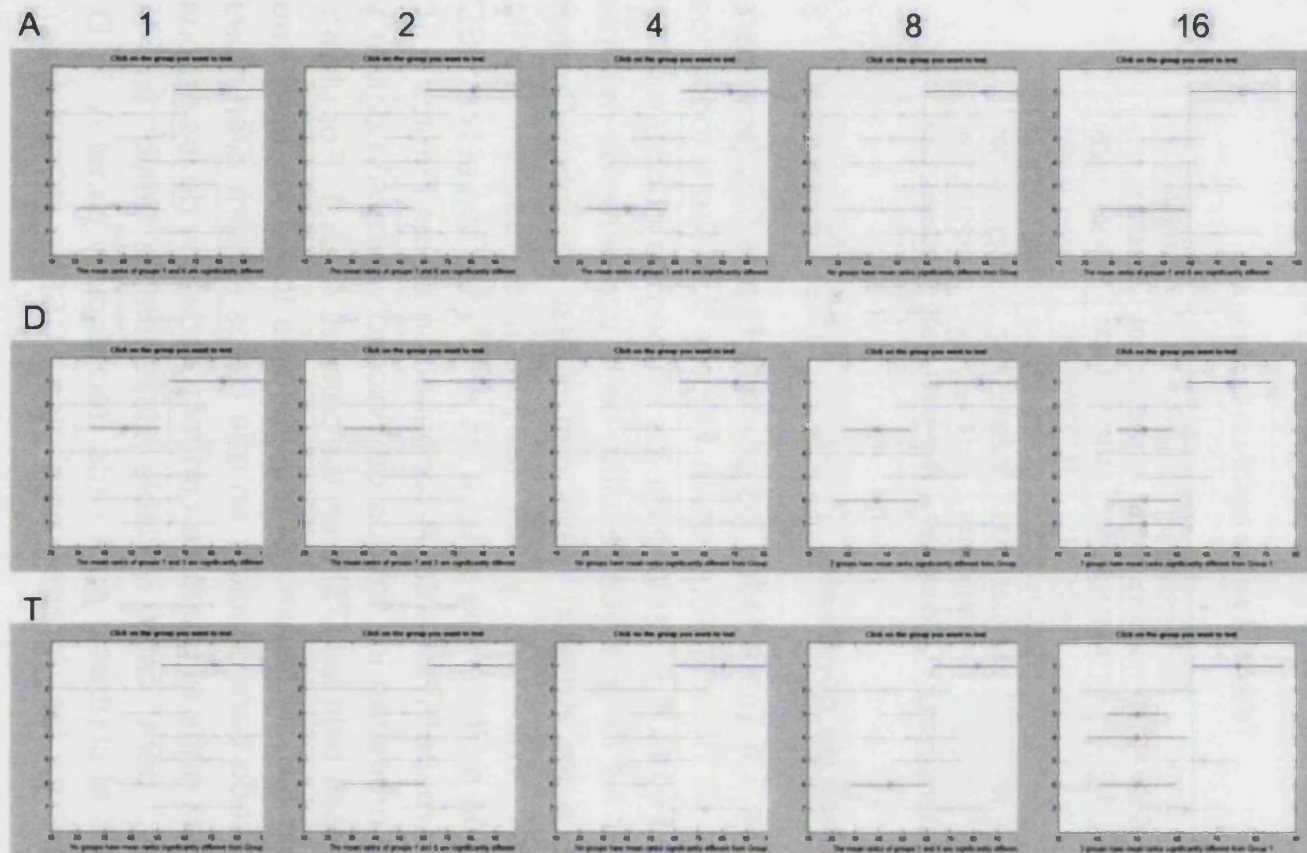


Figura 5.6. Rangos de Wilcoxon que resultan de la comparación múltiple que sigue a los Kruskal-Wallis (con todos los grupos).

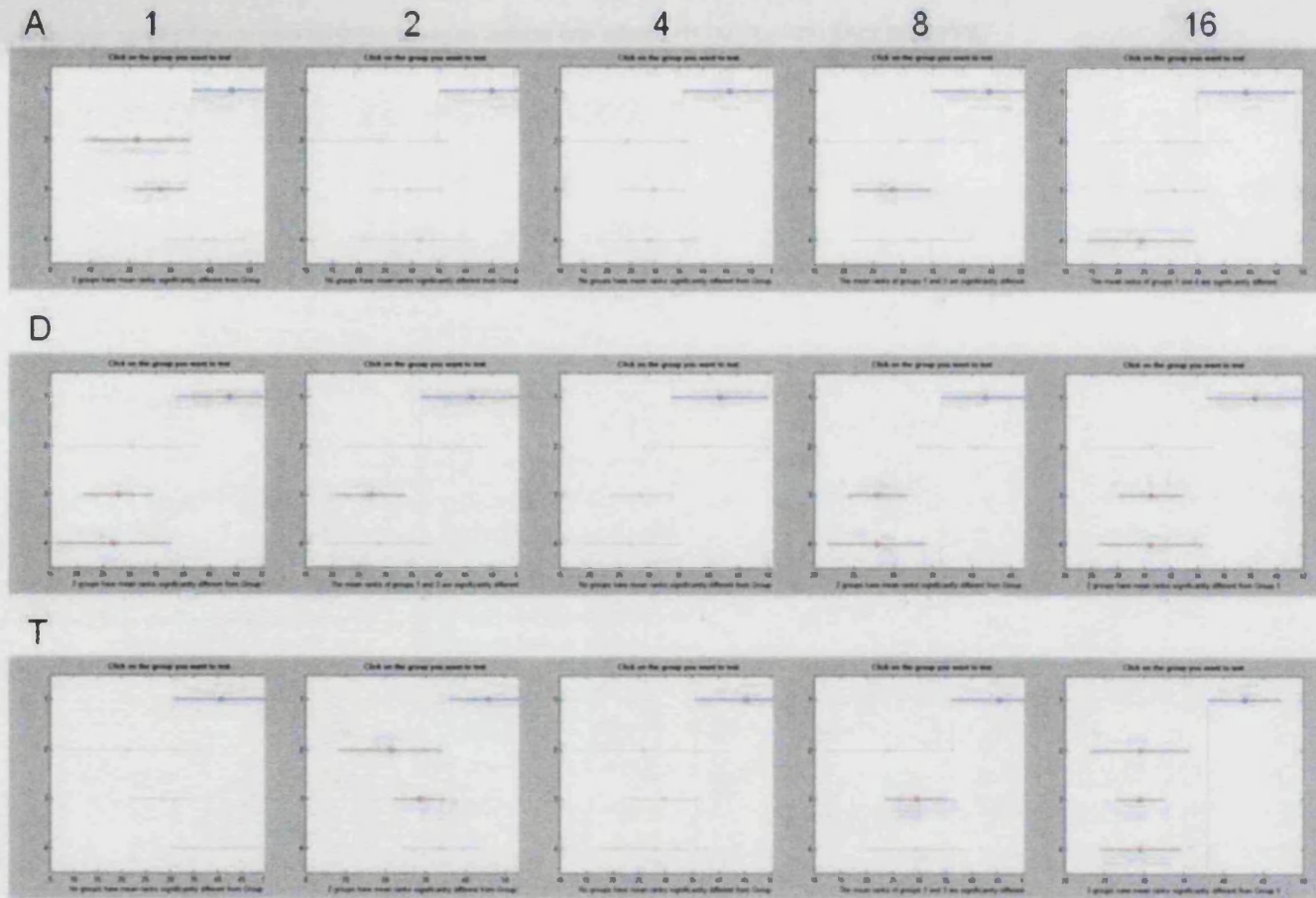


Figura 5.7. Rangos de Wilcoxon resultado de la comparación múltiple que siguen a los rangos Kruskal-Wallis (sólo con los grupos de nucleares).

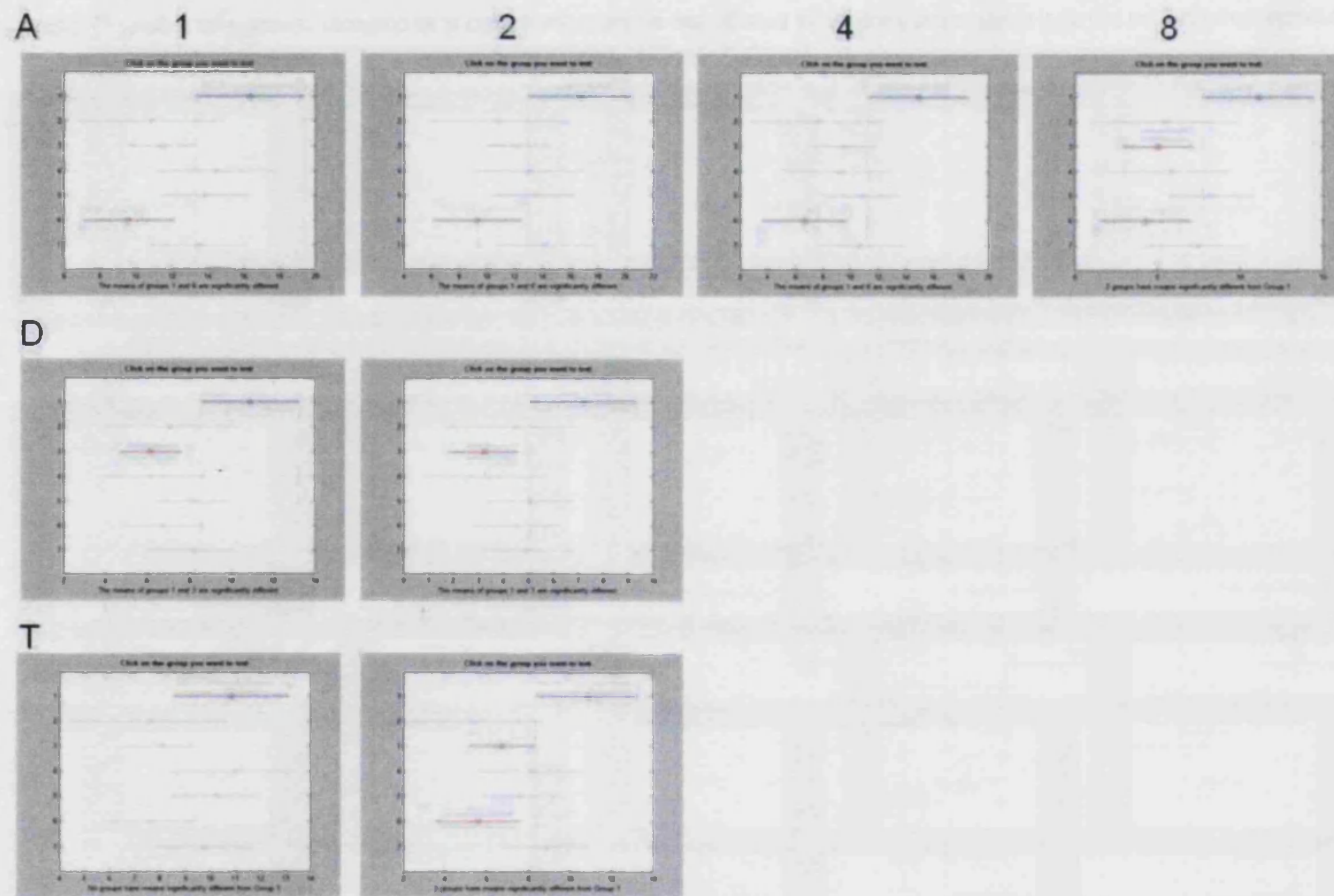


Figura 5.8. Rango que resultan de la comparación múltiple que sigue a los ANOVA (con todos los grupos).



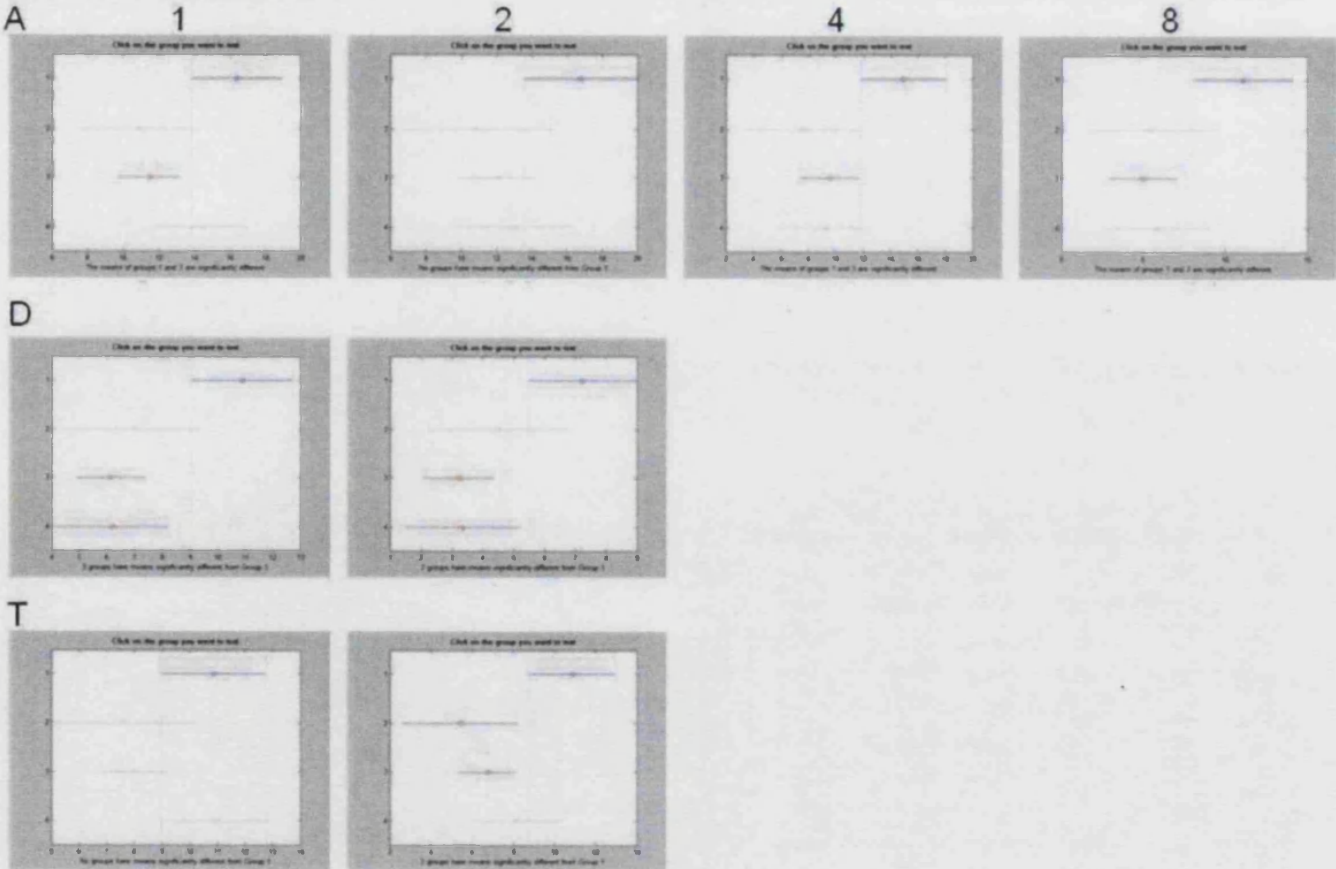


Figura 5.9. Rango que resultan de las comparaciones múltiples que sigue a los ANOVA (sólo con los grupos de nucleares).

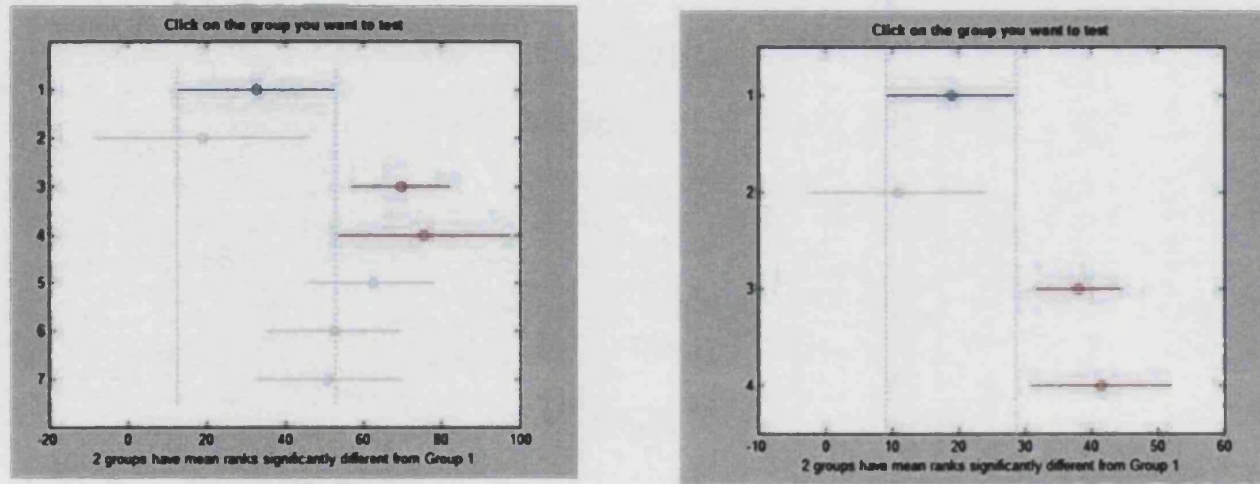


Figura 5.10. Rangos de Wilcoxon resultado de las comparaciones múltiples para AVLogMar (izquierda con todos los grupos, derecha sólo con los grupos de nucleares).

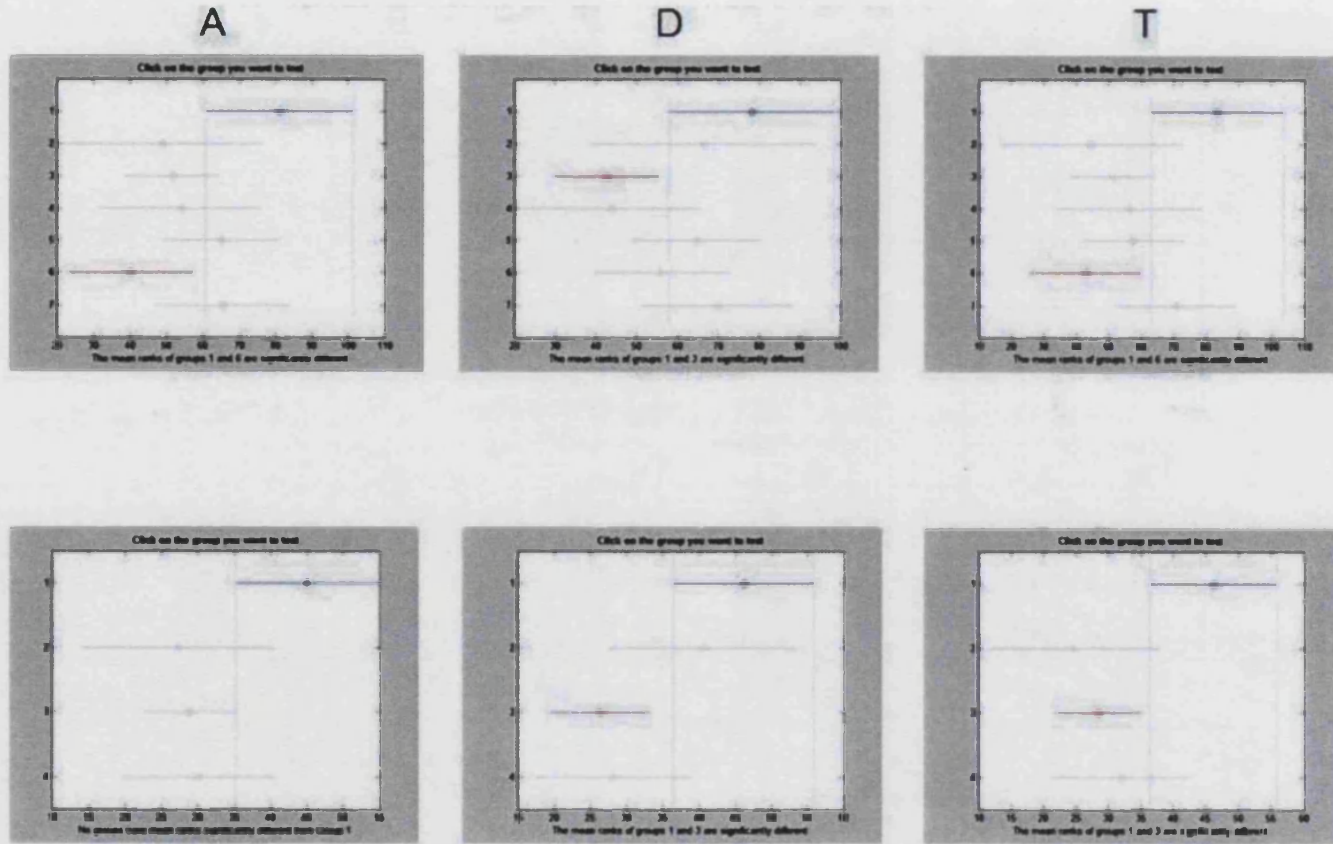


Figura 5.11. Rangos de Wilcoxon resultado de las comparaciones múltiples para las áreas bajo las CSFs (arriba con todos los grupos, abajo sólo con los grupos de nucleares).

Tabla 5.6. Resumen pruebas de contraste: test paramétricos.

	Anova+CM	Anova+CM*	t-test
A-1	NI,C	NI	Ni,NI,C
A-2	C	-	NI,C
A-4	C	NI	Ni,NI,NA,C
A-8	NI,C	NI	NI,C
A-16			
Área A			
D-1	NI	NI,NA	Ni,NI,NA,C
D-2	NI	NI,NA	NI,NA
D-4			
D-8			
D-16			
Área D			
T-1	-	-	Ni,NI,C
T-2	NI,C	Ni,NI	Ni,NI,SCP,C
T-4			
T-8			
T-16			
Área T			
AVLogMar			

\*Sólo con los grupos de nucleares.



Tabla 5.7. Resumen pruebas de contraste: test no paramétricos.

	KW+CM	KW+CM*	KW+Mann-Whitney	
A-1	C	Ni,Ni	Ni,Ni,C	0,004
A-2	C	-	Ni,Ni,C	0,018
A-4	C	-	Ni,Ni,NA,C	0,029
A-8	-	NI	NI,C	0,046
A-16	C	NA	NI,NA,C	0,012
Área A	C	-	NI,NA,C	0,025
D-1	NI	NI,NA	Ni,Ni,NA,C	0,022
D-2	-	NI	NI,NA	0,084
D-4	NI,C	-	NI,NA	0,008
D-8	NI,NA,C	NI,NA	NI,NA,C	0,000
D-16	NI,NA,C	NI,NA	NI,C	0,007
Área D	NI	NI	NI,NA	0,009
T-1	-	-	NI,C	0,025
T-2	C	NI,NA	Ni,Ni,SCP,C	0,020
T-4	-	-	Ni,Ni,NA,C	0,038
T-8	C	NI	Ni,Ni,NA,SCP,C	0,023
T-16	NI,C	Ni,Ni,NA	NI,NA,C	0,000
Área T	C	NI	Ni,Ni,SCP,C	0,017
AVLogMar	NI,NA (+SCP**)	NI,NA	NI,NA,SCP	0,000

\*Sólo con los grupos de nucleares.

\*\*Esta diferencia es significativa con el grupo Ni, pero no con el grupo de control.

El ANOVA realizada con el test Kruskal Wallis dice que para el estímulo sombreado en rojo no existe influencia significativa de la variable perteneciente al grupo.

No hay diferencias importantes entre usar un test paramétrico o un test no paramétrico, aunque cuando el ANOVA y el Kruskal-Wallis se pasan en las mismas condiciones, el ANOVA da alguna diferencia significativa adicional. Lo mismo puede decirse cuando las comparaciones se hacen por parejas, aunque en este caso, el t-test da alguna diferencia significativa que no da el test de Mann-Whitney y al contrario. Por consiguiente, en adelante, razonaremos haciendo uso de los resultados de los test no paramétricos, que son de los que tenemos resultados para todas las variables, y en particular, del

test de Mann-Whitney que es el que ofrece un mayor volumen de diferencias significativas.

De acuerdo con los resultados del test de Mann-Whitney ( $P < 0.05$ ), en el canal A existen diferencias significativas entre el grupo de control y NI y C en todas las frecuencias y el área. También se han encontrado diferencias significativas para las frecuencias  $\leq 4$  con Ni y para las frecuencias  $4c^\circ$  y  $16c^\circ$  con NA. A pesar de que las diferencias entre el grupo de control y NA sólo son significativas para 2 frecuencias, la diferencia entre las áreas es significativa. Sin embargo, a pesar de que existen diferencias significativas para 3 frecuencias con Ni, la diferencia entre las áreas no es significativa. En el canal D existen diferencias significativas entre el grupo de control y NI y NA en todas las frecuencias (excepto para 16 cpd con NA) y el área. También se han encontrado diferencias con Ni para  $1c^\circ$  y con C para  $1c^\circ$ ,  $8c^\circ$  y  $16c^\circ$ . Aunque la diferencia entre el grupo de control y C es significativa para 3 frecuencias, la diferencia entre las áreas no lo es. Recuérdese, no obstante, que la frecuencia de  $2c^\circ$  no pasa el test de Kruskal-Wallis en D. En el canal T existen diferencias significativas entre el grupo de control y NI y C en todas las frecuencias y el área, lo mismo que en el canal A. También se han encontrado diferencias significativas entre  $2c^\circ$  y  $8c^\circ$  con Ni y para las frecuencias  $\geq 4$  con NA, pero la diferencia entre las áreas sólo es significativa con Ni. Además, y aunque la diferencia entre el grupo de control y SCP sólo es significativa para las frecuencias  $2c^\circ$  y  $8c^\circ$ , la diferencia entre las áreas es significativa. No se ha encontrado ninguna diferencia significativa entre el grupo de control y NC. Por último, nótese que la agudeza visual de los

grupos NI, NA y SPC es significativamente peor que la del grupo de control.

Las diferencias relativas promedio entre cada grupo y el grupo de control en cada canal, para las áreas bajo las CSFs, se muestran en la Tabla 5.8. El test de Friedman nos permite afirmar que las reducciones relativas promedio presentan alguna diferencia significativa entre los 3 canales en los grupos NI ( $P=0.000$ ), NA ( $P=0.006$ ) y SCP ( $P=0.003$ ). De acuerdo con la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon los 3 canales diferirían sólo en el grupo NI, A de D ( $P=0.000$ ), A de T ( $P=0.003$ ) y D de T ( $P=0.000$ ). En el grupo NA diferirían A y T de D ( $P=0.013$  y  $P=0.009$ , respectivamente), pero no A y T ( $P=0.114$ ), y en el grupo SCP diferirían D y T de A ( $P=0.018$  y  $P=0.007$ , respectivamente), pero no D y T ( $0.809$ ). Por tanto, las diferencias relativas promedio en los canales A y D son significativamente diferentes en los 3 grupos. La prueba de los rangos con signo de Wilcoxon muestra también que en el grupo Ni el canal T diferiría de manera significativa de A y de D; recuérdese, no obstante, que este grupo no pasa el test de Friedman.

Tabla 5.8. Diferencias relativas promedio (DRP) entre cada grupo y el grupo de control, y para cada canal, para las áreas bajo las CSFs.

Grupo	DRP (Área A)	DRP (Área D)	DRP (ÁreaT)
NC	-32,59	-42,23	-33,47
C	-60,51	-66,45	-67,27
SCP	-29,69	-43,16	-47,42
NA	-45,51	-97,80	-53,60
NI	-47,50	-75,82	-57,59
Ni	-51,54	-56,04	-68,43



### 5.3.- Regresión múltiple.

Se han ajustado los datos experimentales mediante un modelo de regresión múltiple lineal con la edad y la pertenencia al grupo como variables explicativas y AVLogMar, la sensibilidad al contraste para 5x3 frecuencias y las áreas bajo las CSFs como variables dependientes (véase *Materiales y métodos*).

El análisis multivariado de la varianza indica que la edad no es una variable significativa para explicar la varianza de los datos, pero la variable "pertenencia al grupo" sí. El análisis univariado demuestra que, aunque los coeficientes de correlación,  $r$ , y de determinación,  $R^2$ , son bajos, el modelo de regresión explica de manera significativa una parte de la varianza para todos los estímulos ( $P \leq 0.05$ ). (véanse los valores de F y de P en la (Tabla 5.9.). Para analizar la significatividad de la influencia de una variable independiente en cualquiera de las variables dependientes evaluadas se contrasta la hipótesis de que eliminar dicha variable del modelo produce un cambio nulo en la parte explicada de la varianza. Si se rechaza la hipótesis nula, es que la variable eliminada jugaba un papel significativo. Este análisis demuestra que la variable pertenencia al grupo juega un papel significativo ( $P \leq 0.05$ ) para AVLogMar, la sensibilidad al contraste en 3, 2 y 4 frecuencias en A, D y T, respectivamente, y las áreas en A, D y T. (véanse los valores de F y P en la Tabla 5.9.) La variable edad, por el contrario, no juega un papel significativo en ninguna de las variables dependientes ( $P > 0.05$ ). (valores de F y de P no mostrados)



Tabla 5.9. Análisis de la varianza que resulta del modelo de regresión.

Variable	Modelo*				Modelo reducido**	
	R <sup>2</sup>	r	F	P	F	P
AVLogMar	0,204	0,4517	3,853	0,001	4,111	0,001
A1	0,171	0,4135	3,103	0,005	2,722	0,017
A2	0,134	0,3660	2,318	0,031	1,828	0,1
A4	0,148	0,3847	2,6	0,016	2,183	0,05
A8	0,154	0,3942	2,721	0,012	1,817	0,103
A16	0,285	0,5339	5,974	0	5,037	0
D1	0,146	0,3821	2,569	0,017	2,044	0,066
D2	0,127	0,3564	2,189	0,041	1,342	0,245
D4	0,177	0,4207	3,232	0,004	2,16	0,053
D8	0,294	0,5422	6,253	0	5,114	0
D16	0,182	0,4226	3,344	0,003	3,657	0,002
T1	0,120	0,3464	2,05	0,056	2,174	0,051
T2	0,149	0,3860	2,627	0,015	2,891	0,012
T4	0,128	0,3578	2,195	0,04	2,412	0,032
T8	0,204	0,4517	3,84	0,001	3,572	0,003
T16	0,322	0,5674	7,137	0	6,193	0
Área A	0,191	0,4370	3,547	0,002	2,638	0,02
Área D	0,254	0,5039	5,102	0	3,708	0,002
Área T	0,220	0,4690	4,224	0	4,174	0,001

\*El estadístico F contrasta la hipótesis de que el coeficiente de determinación ( $R^2$ ) sea cero.

\*\*El estadístico F contrasta en este caso la hipótesis de que la eliminación del modelo de la variable pertenencia al grupo produzca un cambio nulo en el coeficiente de determinación.

Los coeficientes de regresión que resultan del ajuste, esto es, la intersección ( $B_0$ ), el coeficiente de la edad ( $B_E$ ) y los coeficientes de pertenencia al grupo ( $B_G$ ), así como los intervalos de confianza de los mismos, se muestran en las Tablas 5.10., 5.11., 5.12., 5.13., y 5.14. para AVLogMar, la sensibilidad al contraste para las 5x3 frecuencias y las áreas bajo las CSFs, respectivamente. El coeficiente intersección es significativo siempre y el coeficiente de la edad nunca. Los

coeficientes en el grupo NC solo son significativos 16c/º en los tres canales. En A, son significativos el coeficiente en C para todas las frecuencias y los de cualquier grupo para 16 c/º. En D, son significativos los coeficientes en NI, NA y C para todas las frecuencias (excepto para 2 c/º en que sólo lo es para NI) y los de cualquier grupo para 8 c/º y 16 c/º. En T, son significativos los coeficientes de cualquier grupo para cualquier frecuencia (excepto en NA en el que sólo lo son para 8 c/º y 16 c/º y para 1 c/º en que sólo lo es para C). Véase el resumen de estos resultados en la primera columna de la Tabla 5.15.

Tabla 5.10. Coeficientes del modelo de regresión múltiple para AVLogMar. En la columna DPV se incluyen las diferencias promedio entre los grupos y el grupo de control.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		DPv
AVLogMar	B <sub>0</sub> Intersección	,292	,170	-,127	,711	
	B <sub>E</sub>	-,001	,797	-,007	,006	
	B <sub>NC</sub>	,111	,252	-,080	,302	0.1
	B <sub>C</sub>	,129	,154	-,049	,306	0.12
	B <sub>SCP</sub>	,209	,012	,048	,370	0.207
	B <sub>NA</sub>	,299	,005	,093	,505	0.288
	B <sub>NI</sub>	,256	,003	,089	,423	0.245
	B <sub>NI</sub>	-,095	,370	,303	,114	-0.097

Tabla 5.11. Coeficientes de la regresión múltiple del canal A. En la columna DPv se incluye las diferencias promedio entre los grupos y el grupo control.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		DPv
A1	B0 Intersección	21,717	,000	12,642	30,792	
	BE	-,089	,223	-,232	,055	
	BNC	-1,726	,410	-5,864	2,412	-3,77
	BC	-5,864	,003	-9,712	-2,015	-6,76
	BSCP	-2,388	,178	-5,882	1,106	-2,54
	BNA	-,752	,739	-5,217	3,713	-1,91
	BNI	-3,805	,040	-7,424	-,185	-4,28
	BNI	-5,194	,025	-9,709	-,680	-5,45
A2	B0 Intersección	25,724	,000	14,522	36,926	
	BE	-,149	,099	-,326	,028	
	BNC	-,695	,788	-5,803	4,413	-4,06
	BC	-5,895	,015	-10,646	-1,145	-7,40
	BSCP	-3,014	,169	-7,327	1,299	-3,27
	BNA	-1,728	,536	-7,240	3,784	-3,68
	BNI	-2,809	,215	-7,276	1,659	-4,02
	BNI	-5,447	,055	-11,019	,125	-5,88
A4	B0 Intersección	21,015	,000	10,099	31,930	
	BE	-,101	,249	-,273	,072	
	BNC	-2,897	,251	-7,874	2,081	-5,02
	BC	-7,241	,002	-11,869	-2,612	-8,26
	BSCP	-3,894	,069	-8,097	,308	-4,07
	BNA	-4,416	,106	-9,787	,955	-5,74
	BNI	-4,150	,061	-8,504	,203	-5,02
	BNI	-6,995	,012	-12,425	-1,565	-7,29
A8	B0 Intersección	16,811	,001	6,810	26,813	
	BE	-,095	,238	-,253	,063	
	BNC	-2,483	,283	-7,044	2,077	-4,61
	BC	-5,847	,007	-10,088	-1,606	-6,80
	BSCP	-2,753	,159	-6,604	1,097	-2,92
	BNA	-4,022	,108	-8,943	,900	-5,26
	BNI	-4,916	,016	-8,905	-,927	-5,37
	BNI	-5,338	,036	-10,313	-,363	-5,61
A16	B0 Intersección	8,443	,001	3,420	13,466	
	BE	-,036	,371	-,115	,043	
	BNC	-3,397	,004	-5,687	-1,106	-4,14
	BC	-5,287	,000	-7,417	-3,157	-5,65
	BSCP	-3,554	,000	-5,488	-1,620	-3,62
	BNA	-5,007	,000	-7,479	-2,536	-5,48
	BNI	-4,252	,000	-6,255	-2,249	-4,44
	BNI	-4,983	,000	-7,481	-2,484	-5,09



Tabla 5.12. Coeficiente de la regresión múltiple del canal D. En la columna DPv se incluye las diferencias promedio entre los grupos y el grupo control.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		DPv
D1	B0 Intersección	12,624	,001	5,535	19,712	
	BE	-,029	,610	-,141	,083	
	BNC	-2,317	,158	-5,549	,915	-3,49
	BC	-3,904	,011	-6,909	-,898	-4,19
	BSCP	-2,611	,061	-5,340	,118	-2,66
	BNA	-4,292	,016	-7,780	-,804	-4,67
	BNI	-4,399	,003	-7,226	-1,572	-4,14
	BNi	-3,754	,037	-7,280	-,228	-3,83
D2	B0 Intersección	10,554	,002	4,080	17,027	
	BE	-,055	,286	-,158	,047	
	BNC	-1,619	,279	-4,571	1,333	-2,76
	BC	-2,157	,122	-4,902	,588	-2,72
	BSCP	-2,024	,110	-4,516	,468	-2,12
	BNA	-3,134	,054	-6,319	,051	-3,86
	BNI	-3,297	,013	-5,879	-,716	-3,49
	BNi	-2,533	,122	-5,753	,687	-2,70
D4	B0 Intersección	4,802	,028	,527	9,078	
	BE	-,023	,502	-,091	,045	
	BNC	-1,031	,297	-2,980	,919	-1,74
	BC	-1,835	,047	-3,648	-,022	-2,07
	BSCP	-,565	,498	-2,211	1,081	-0,61
	BNA	-2,740	,011	-4,843	-,636	-3,04
	BNI	-2,387	,007	-4,092	-,682	-2,27
	BNi	-1,361	,207	-3,488	,765	-1,43
DT8	B0 Intersección	3,800	,001	1,584	6,015	
	BE	-,026	,143	-,061	,009	
	BNC	-,794	,122	-1,804	,216	-1,73
	BC	-1,962	,000	-2,901	-1,023	-2,23
	BSCP	-1,606	,000	-2,459	-,753	-1,65
	BNA	-1,883	,001	-2,973	-,793	-2,22
	BNI	-1,910	,000	-2,793	-1,026	-1,90
	BNi	-1,773	,002	-2,875	-,671	-1,85
D16	B0 Intersección	,190	,610	-,547	,927	
	BE	,006	,293	-,005	,018	
	BNC	-,643	,000	-,979	-,307	-0,49
	BC	-,627	,000	-,940	-,315	-0,56
	BSCP	-,496	,001	-,780	-,213	-0,49
	BNA	-,646	,001	-1,009	-,284	-0,56
	BNI	-,640	,000	-,934	-,346	-0,56
	BNi	-,583	,002	-,949	-,216	-0,56

Tabla 5.13. Coeficientes de la regresión múltiple del canal T. En la columna DP<sub>v</sub> se incluye las diferencias promedio entre los grupos y el grupo control.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		DP <sub>v</sub>
T1	B0 Intersección	11,380	,002	4,429	18,332	
	B <sub>E</sub>	-,009	,874	-,119	,101	
	B <sub>NC</sub>	-1,008	,529	-4,178	2,161	-1,75
	B <sub>C</sub>	-3,146	,037	-6,094	-,198	-3,24
	B <sub>SCP</sub>	-,555	,682	-3,232	2,121	-0,57
	B <sub>NA</sub>	,216	,901	-3,204	3,637	-0,10
	B <sub>NI</sub>	-2,664	,060	-5,436	,109	-2,29
	B <sub>NI</sub>	-3,190	,070	-6,648	,267	-3,22
T2	B0 Intersección	11,284	,003	3,931	18,638	
	B <sub>E</sub>	-,007	,902	-,123	,109	
	B <sub>NC</sub>	-1,862	,273	-5,215	1,491	-3,38
	B <sub>C</sub>	-5,132	,001	-8,251	-2,014	-5,21
	B <sub>SCP</sub>	-3,252	,025	-6,083	-,421	-3,26
	B <sub>NA</sub>	-2,589	,159	-6,208	1,029	-2,68
	B <sub>NI</sub>	-4,011	,008	-6,944	-1,078	-3,47
	B <sub>NI</sub>	-5,399	,004	-9,057	-1,741	-5,42
T4	B0 Intersección	8,351	,020	1,346	15,356	
	B <sub>E</sub>	-,013	,814	-,124	,098	
	B <sub>NC</sub>	-,725	,654	-3,919	2,469	-2,78
	B <sub>C</sub>	-4,192	,006	-7,162	-1,222	-4,33
	B <sub>SCP</sub>	-2,880	,037	-5,576	-,183	-2,90
	B <sub>NA</sub>	-3,395	,053	-6,842	,051	-3,57
	B <sub>NI</sub>	-3,037	,033	-5,831	-,243	-2,52
	B <sub>NI</sub>	-4,024	,024	-7,509	-,540	-4,06
T8	B0 Intersección	7,454	,004	2,456	12,451	
	B <sub>E</sub>	-,035	,379	-,114	,044	
	B <sub>NC</sub>	-2,090	,072	-4,369	,189	-3,27
	B <sub>C</sub>	-3,978	,000	-6,097	-1,859	-4,33
	B <sub>SCP</sub>	-3,129	,002	-5,054	-1,205	-3,19
	B <sub>NA</sub>	-3,212	,011	-5,671	-,753	-3,67
	B <sub>NI</sub>	-3,410	,001	-5,403	-1,416	-3,46
	B <sub>NI</sub>	-4,474	,001	-6,960	-1,988	-4,58
T16	B0 Intersección	3,148	,002	1,184	5,111	
	B <sub>E</sub>	-,015	,348	-,046	,016	
	B <sub>NC</sub>	-1,614	,001	-2,509	-,719	-1,89
	B <sub>C</sub>	-2,108	,000	-2,941	-1,275	-2,26
	B <sub>SCP</sub>	-1,835	,000	-2,591	-1,080	-1,86
	B <sub>NA</sub>	-2,063	,000	-3,030	-1,097	-2,26
	B <sub>NI</sub>	-2,079	,000	-2,862	-1,296	-2,12
	B <sub>NI</sub>	-2,214	,000	-3,191	-1,237	-2,26

Tabla 5.14. Coeficientes de la regresión múltiple para las áreas bajo las CSFs. En la columna DPv se incluye las diferencias promedio entre los grupos y el grupo control.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		DPv
Área A	B0 Intersección	247,129	,000	126,197	368,061	
	B <sub>E</sub>	-1,282	,186	-3,194	,629	
	B <sub>NC</sub>	-39,082	,163	-94,223	16,059	-55,32
	B <sub>C</sub>	-89,725	,001	-141,007	-38,443	-102,72
	B <sub>SCP</sub>	-48,134	,043	-94,691	-1,577	-50,41
	B <sub>NA</sub>	-60,376	,047	-119,880	-,871	-77,26
	B <sub>NI</sub>	-65,070	,009	-113,301	-16,839	-80,63
	B <sub>Ni</sub>	-83,71	,007	-143,866	-23,555	-87,50
Área D	B0 Intersección	60,107	,001	25,715	94,499	
	B <sub>E</sub>	-,298	,280	-,842	,246	
	B <sub>NC</sub>	-14,016	,079	-29,698	1,665	-17,79
	B <sub>C</sub>	-24,975	,001	-39,559	-10,391	-28,00
	B <sub>SCP</sub>	-17,657	,009	-30,897	-4,416	-18,18
	B <sub>NA</sub>	-28,948	,001	-45,871	-12,026	-41,20
	B <sub>NI</sub>	-28,324	,000	-42,041	-14,608	-31,94
	B <sub>NI</sub>	-22,730	,010	-39,838	-5,622	-23,61
Área T	B0 Intersección	104,983	,001	42,348	167,617	
	B <sub>E</sub>	-,325	,517	-1,315	,665	
	B <sub>NC</sub>	-24,466	,092	-53,025	4,094	-28,58
	B <sub>C</sub>	-54,148	,000	-80,709	-27,588	-57,44
	B <sub>SCP</sub>	-39,913	,001	-64,027	-15,800	-40,49
	B <sub>NA</sub>	-41,486	,009	-72,306	-10,667	-45,76
	B <sub>NI</sub>	-45,231	,001	-70,212	-20,251	-49,17
	B <sub>NI</sub>	-57,469	,000	-88,625	-26,312	-58,43



Tabla 5.15. Resumen pruebas de significatividad que resultan del modelo de regresión múltiple (izquierda con la edad y la pertenencia al grupo como variables independientes, derecha con la edad, la agudeza visual y la pertenencia al grupo como variables independientes).

Variable	Regresión múltiple*	Regresión múltiple**
A-1	Ni,NI,C	Ni,C
A-2	C	Ni,C
A-4	Ni,C	Ni,C
A-8	Ni,NI,C	Ni,C
A-16	TODOS	TODOS
Área A	Ni,NI,NA,SCP,C	Ni,C
D-1	Ni,NI,NA,C	Ni,NI,C
D-2	NI	-
D-4	NI,NA,C	NI,NA
D-8	Ni,NI,NA,SCP,C	Ni,NI,NA,SCP,C
D-16	TODOS	TODOS
Área D	Ni,NI,NA,SCP,C	Ni,NI,NA,SCP,C
T-1	C	-
T-2	Ni,NI,SCP,C	Ni,NI,C
T-4	Ni,NI,SCP,C	Ni,C
T-8	Ni,NI,NA,SCP,C	Ni,NI,SCP,C
T-16	TODOS	TODOS
Área T	Ni,NI,NA,SCP,C	Ni,NI,SCP,C
AVLogMar	NI,NA,SCP	

\*Con la agudeza visual como variable dependiente.

\*\*Con la agudeza visual como variable independiente.

El ANOVA de la regresión múltiple dice que para estos estímulos (sombreados en rojo) no hay influencia significativa de la variable pertenencia al grupo.

A continuación se han vuelto a ajustar los datos mediante un modelo que incluye AVLogMar como variable explicativa. En las Tablas 5.16. se muestra el análisis de la varianza que resulta de este modelo y en las siguientes Tablas 5.17., 5.18., 5.19., 5.20., se muestran los coeficientes de regresión obtenidos para los canales A, D, T y las áreas bajo las CSFs.

El análisis de la varianza Tabla 5.16. demuestra que eliminar AVLogMar del modelo produce cambios significativos en el

coeficiente de determinación en todas las frecuencias del canal A, y obviamente también en el área. En los canales cromáticos se producen cambios significativos sólo en algunas frecuencias, pero, lo importante es que se producen cambios en el área, tanto en D como en T. La variable pertenencia al grupo sigue siendo significativa en los mismos estímulos que ya lo era antes de considerar AVLogMar como variable independiente, incluso en alguno en que antes no lo era (1 c<sup>o</sup> en T). Los coeficientes de determinación y de correlación múltiple con este modelo son, como cabía esperar apreciablemente más altos que los que se obtenían con un modelo sin AVLogMar.

En cuanto a los coeficientes de regresión, se obtiene de nuevo que para la variable edad no son significativos nunca, y para la variable AVLogMar son significativos para los estímulos que nos había dicho ya el análisis de la varianza (nótese que los valores de P asociados al estadístico, t, con el que se contrasta la hipótesis nula ( $B=0$ ) para el coeficiente de regresión, son idénticos a los valores de P asociados al estadístico, F, con el que se contrasta la hipótesis nula ( $\Delta R^2=0$ ) en el análisis de la varianza). En cuanto a la variable pertenencia al grupo, ciertos coeficientes de regresión dejan de ser significativos en determinados grupos para distintas frecuencias, especialmente en el canal A, como cabía esperar (véanse Tablas 5.17-5.19). Como resultado global, esto es, para las áreas Tabla 5.20, dejan de ser significativos los coeficientes para los grupos NI, NA y SCP en el canal A, pero se mantiene la significación de los coeficientes para todos los grupos en el canal D, y para todos, excepto para NA, en el canal T. Véase el resumen de estos resultados en la segunda columna de la Tabla 5.15.



Tabla 5.16. Análisis de la varianza que resulta de ajustar los datos mediante un modelo que incluye AVLogMar como variable independiente.

Variable	Modelo*				Modelo reducido1**		Modelo reducido2***	
	R <sup>2</sup>	r	F	P	F	P	F	P
A1	0,204	0,4517	3,014	,009	4,318	,040	3,340	,002
A2	0,176	0,4195	2,127	,056	5,329	,023	2,778	,008
A4	0,203	0,4506	2,518	,026	7,278	,008	3,321	,002
A8	0,221	0,4701	1,901	,087	9,042	,003	3,694	,001
A16	0,312	0,5586	4,729	,000	4,058	,047	5,887	,000
D1	0,172	0,4147	1,630	,146	3,298	,072	2,709	,009
D2	0,189	0,4347	,860	,527	7,868	,006	3,024	,004
D4	0,201	0,4483	1,702	,128	3,083	,082	3,270	,002
D8	0,32	0,5657	4,310	,001	3,996	,048	6,127	,000
D16	0,19	0,4359	3,290	,005	,941	,334	3,042	,004
T1	0,137	0,3701	2,332	,037	2,024	,158	2,064	,046
T2	0,181	0,4254	2,935	,011	4,121	,045	2,882	,006
T4	0,235	0,4848	2,520	,026	14,615	,000	3,997	,000
T8	0,289	0,5376	3,662	,002	12,411	,001	5,276	,000
T16	0,333	0,5771	5,600	,000	1,712	,194	6,501	,000
Área A	0,255	0,5050	4,441	,000	8,845	,004	2,829	,014
Área D	0,296	0,5441	5,474	,000	6,282	,014	2,895	,012
Área T	0,306	0,5532	5,726	,000	12,892	,001	4,273	,001

\*El estadístico F contrasta la hipótesis de que el coeficiente de determinación sea cero.

\*\*El estadístico F contrasta en este caso la hipótesis de que la eliminación del modelo de la variable AVLogMar produzca un cambio nulo en el coeficiente de determinación.

\*\*\*El estadístico F contrasta en este caso la hipótesis de que la eliminación del modelo de la variable pertenencia al grupo produzca un cambio nulo en el coeficiente de determinación.

Tabla 5.17. Coeficientes de la regresión múltiple del canal A con AVLogMar como variable independiente.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		Valor*
A1	B <sub>0</sub> Intersección	22,980	,000	13,963	31,997	
	B <sub>E</sub>	-,092	,198	-,234	,049	
	B <sub>AV</sub>	-4,327	,040	-8,456	-,197	
	B <sub>NC</sub>	-1,246	,548	-5,346	2,854	-1,726
	B <sub>C</sub>	-5,306	,007	-9,133	-1,480	-5,864
	B <sub>SCP</sub>	-1,484	,409	-5,031	2,063	-2,388
	B <sub>NA</sub>	,543	,814	-4,024	5,111	-,752
	B <sub>NI</sub>	-2,698	,153	-6,415	1,019	-3,805
A2	B <sub>0</sub> Intersección	27,449	,000	16,370	38,528	
	B <sub>E</sub>	-,154	,082	-,328	,020	
	B <sub>AV</sub>	-5,906	,023	-10,979	-,833	
	B <sub>NC</sub>	-,040	,987	-5,078	4,998	-,695
	B <sub>C</sub>	-5,135	,033	-9,836	-,434	-5,895
	B <sub>SCP</sub>	-1,780	,420	-6,138	2,577	-3,014
	B <sub>NA</sub>	,040	,989	-5,572	5,652	-1,728
	B <sub>NI</sub>	-1,298	,574	-5,865	3,269	-2,809
A4	B <sub>0</sub> Intersección	22,962	,000	12,261	33,662	
	B <sub>E</sub>	-,107	,210	-,274	,061	
	B <sub>AV</sub>	-6,666	,008	-11,566	-1,766	
	B <sub>NC</sub>	-2,157	,381	-7,023	2,709	-2,897
	B <sub>C</sub>	-6,382	,006	-10,923	-1,841	-7,241
	B <sub>SCP</sub>	-2,502	,241	-6,711	1,707	-3,894
	B <sub>NA</sub>	-2,420	,378	-7,841	3,000	-4,416
	B <sub>NI</sub>	-2,445	,274	-6,856	1,966	-4,150
A8	B <sub>0</sub> Intersección	18,784	,000	9,057	28,512	
	B <sub>E</sub>	-,100	,194	-,253	,052	
	B <sub>AV</sub>	-6,755	,003	-11,209	-2,300	
	B <sub>NC</sub>	-1,734	,439	-6,157	2,690	-2,483
	B <sub>C</sub>	-4,977	,019	-9,105	-,849	-5,847
	B <sub>SCP</sub>	-1,342	,488	-5,169	2,484	-2,753
	B <sub>NA</sub>	-2,000	,423	-6,927	2,928	-4,022
	B <sub>NI</sub>	-3,188	,118	-7,198	,822	-4,916
A16	B <sub>0</sub> Intersección	9,122	,000	4,125	14,119	
	B <sub>E</sub>	-,038	,338	-,116	,040	
	B <sub>AV</sub>	-2,325	,047	-4,813	-,036	
	B <sub>NC</sub>	-3,139	,007	-5,411	-,866	-3,397
	B <sub>C</sub>	-4,988	,000	-7,108	-2,867	-5,287
	B <sub>SCP</sub>	-3,068	,003	-5,034	-1,103	-3,554
	B <sub>NA</sub>	-4,311	,001	-6,843	-1,780	-5,007
	B <sub>NI</sub>	-3,657	,001	-5,717	-1,597	-4,252
		-5,202	,000	-7,675	-2,730	-4,983

Valor\* Valores obtenidos en la regresión múltiple sin descontar el efecto AVLogMar.



Tabla 5.18. Coeficientes de la regresión múltiple del canal D con AVLogMar como variable independiente.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		Valor <sup>a</sup>
D1	Bo Intersección	13,491	,000	6,414	20,567	
	BE	-,031	,575	-,142	,079	
	BAA	-2,966	,072	-6,208	,273	
	BNC	-1,986	,223	-5,206	1,230	-1,008
	BC	-3,521	,022	-6,524	-,518	-3,146
	BSCP	-1,991	,159	-4,774	,792	-,555
	BNA	-3,403	,063	-6,988	,181	,216
	BNI	-3,640	,015	-6,557	-,723	-2,664
D2	Bo Intersección	11,751	,000	5,422	18,080	
	BE	-,059	,241	-,158	,040	
	BAV	-4,100	,006	-6,998	-1,201	
	BNC	-1,164	,424	-4,042	1,714	-1,862
	BC	-1,630	,232	-4,315	1,056	-5,132
	BSCP	-1,168	,354	-3,657	1,322	-3,252
	BNA	-1,907	,241	-5,113	1,299	-2,589
	BNI	-2,249	,090	-4,858	,360	-4,011
D4	Bo Intersección	5,308	,015	1,036	9,581	
	BE	-,024	,471	-,091	,043	
	BAV	-1,732	,082	-3,689	,224	
	BNC	-,839	,394	-2,781	1,104	-,725
	BC	-1,612	,081	-3,425	,201	-4,192
	BSCP	-,203	,811	-1,884	1,477	-2,880
	BNA	-2,221	,044	-4,385	-,057	-3,395
	BNI	-1,944	,031	-3,705	-,183	-3,037
D8	Bo Intersección	4,097	,000	1,893	6,301	
	BE	-,027	,125	-,062	,008	
	BAV	-1,018	,048	-2,027	-,008	
	BNC	-,661	,181	-1,684	,321	-2,090
	BC	-1,831	,000	-2,766	-,896	-3,978
	BSCP	-1,393	,002	-2,260	-,526	-3,129
	BNA	-1,578	,006	-2,695	-,462	-3,212
	BNI	-1,650	,000	-2,558	-,741	-3,410
D16	Bo Intersección	,239	,526	-,505	,982	
	BE	,006	,305	-,006	,018	
	BAV	-,167	,334	-,507	,174	
	BNC	-,625	,000	-,963	-,286	-1,614
	BC	-,606	,000	-,921	-,290	-2,108
	BSCP	-,461	,002	-,754	-,169	-1,835
	BNA	-,596	,002	-,973	-,220	-2,063
	BNI	-,597	,000	-,904	-,291	-2,079
	BNI	-,599	,002	-,966	-,231	-2,214

Valor<sup>a</sup> Valores obtenidos en la regresión múltiple sin descontar el efecto AVLogMar.

Tabla 5.19. Coeficientes de la regresión múltiple del canal T con AVLogMar como variable independiente.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		Valor*
T1	B <sub>0</sub> Intersección	12,050	,001	5,069	19,032	
	B <sub>E</sub>	-,011	,846	-,120	,099	
	B <sub>AV</sub>	-2,293	,158	-5,490	,904	
	B <sub>NC</sub>	-,754	,639	-3,929	2,420	-2,317
	B <sub>C</sub>	-2,851	,059	-5,813	,112	-3,904
	B <sub>SCP</sub>	-,076	,956	-2,822	2,670	-2,611
	B <sub>NA</sub>	,903	,614	-2,634	4,439	-4,292
	B <sub>NI</sub>	-2,077	,155	-4,955	,801	-4,399
T2	B <sub>0</sub> Intersección	12,286	,001	4,972	19,599	
	B <sub>E</sub>	-,010	,861	-,125	,104	
	B <sub>AV</sub>	-3,428	,045	-6,777	-,079	
	B <sub>NC</sub>	-1,482	,379	-4,807	1,844	-1,619
	B <sub>C</sub>	-4,691	,003	-7,794	-1,587	-2,157
	B <sub>SCP</sub>	-2,536	,083	-5,412	,341	-2,024
	B <sub>NA</sub>	-1,563	,405	-5,267	2,141	-3,134
	B <sub>NI</sub>	-3,134	,042	-6,149	-,120	-3,297
T4	B <sub>0</sub> Intersección	10,066	,003	3,415	16,717	
	B <sub>E</sub>	-,018	,729	-,122	,086	
	B <sub>AV</sub>	-5,871	,000	-8,917	-2,826	
	B <sub>NC</sub>	-,073	,962	-3,098	2,951	-1,031
	B <sub>C</sub>	-3,436	,018	-6,259	-,614	-1,835
	B <sub>SCP</sub>	-1,653	,213	-4,269	,963	-,565
	B <sub>NA</sub>	-1,637	,337	-5,006	1,731	-2,740
	B <sub>NI</sub>	-1,535	,269	-4,277	1,207	-2,387
T8	B <sub>0</sub> Intersección	8,592	,001	3,802	13,382	
	B <sub>E</sub>	-,039	,311	-,114	,037	
	B <sub>AV</sub>	-3,897	,001	-6,090	-1,703	
	B <sub>NC</sub>	-1,657	,134	-3,836	,521	-,794
	B <sub>C</sub>	-3,476	,001	-5,509	-1,444	-1,962
	B <sub>SCP</sub>	-2,315	,017	-4,200	-,431	-1,606
	B <sub>NA</sub>	-2,045	,098	-4,472	,381	-1,883
	B <sub>NI</sub>	-2,413	,017	-4,388	-,438	-1,910
T16	B <sub>0</sub> Intersección	3,322	,001	1,347	5,297	
	B <sub>E</sub>	-,015	,330	-,046	,016	
	B <sub>AV</sub>	-,597	,194	-1,501	,308	
	B <sub>NC</sub>	-1,548	,001	-2,446	-,650	-,643
	B <sub>C</sub>	-2,031	,000	-2,869	-1,193	-,627
	B <sub>SCP</sub>	-1,711	,000	-2,488	-,934	-,496
	B <sub>NA</sub>	-1,885	,000	-2,885	-,884	-,646
	B <sub>NI</sub>	-1,926	,000	-2,740	-1,112	-,640
	B <sub>NI</sub>	-2,271	,000	-3,248	-1,293	-,583

Valor\* Valores obtenidos en la regresión múltiple sin descontar el efecto AVLogMar.

Tabla 5.20. Coeficientes de la regresión múltiple para las áreas con AVLogMar como variable independiente.

Variable	Parámetro	Valor	P	IC(95%)		Valor*
Área A	B <sub>0</sub> Intersección	270,743	,000	153,019	388,466	
	B <sub>E</sub>	-1,352	,149	-3,197	,493	
	B <sub>AV</sub>	-80,848	,004	-134,756	-26,940	
	B <sub>NC</sub>	-30,113	,267	-83,644	23,418	-39,082
	B <sub>C</sub>	-79,315	,002	-129,273	-29,358	-89,725
	B <sub>SCP</sub>	-31,245	,184	-77,550	15,060	-48,134
	B <sub>NA</sub>	-36,172	,232	-95,803	23,458	-60,376
	B <sub>NI</sub>	-44,391	,073	-92,921	4,138	-65,070
Área D	B <sub>0</sub> Intersección	65,832	,000	31,966	99,699	
	B <sub>E</sub>	-,315	,242	-,846	,216	
	B <sub>AV</sub>	-19,602	,014	-35,110	-4,093	
	B <sub>NC</sub>	-11,842	,130	-27,241	3,558	-14,016
	B <sub>C</sub>	-22,451	,003	-36,823	-8,080	-24,975
	B <sub>SCP</sub>	-13,562	,046	-26,883	-,241	-17,657
	B <sub>NA</sub>	-23,080	,009	-40,235	-5,926	-28,948
	B <sub>NI</sub>	-23,311	,001	-37,272	-9,350	-28,324
Área T	B <sub>0</sub> Intersección	119,490	,000	59,582	179,398	
	B <sub>E</sub>	-,368	,439	-1,306	,571	
	B <sub>AV</sub>	-49,671	,001	-77,104	-22,238	
	B <sub>NC</sub>	-18,956	,171	-46,197	8,286	-24,466
	B <sub>C</sub>	-47,753	,000	-73,176	-22,331	-54,148
	B <sub>SCP</sub>	-29,537	,015	-53,101	-5,973	-39,913
	B <sub>NA</sub>	-26,616	,085	-56,962	3,729	-41,486
	B <sub>NI</sub>	-32,527	,010	-57,223	-7,831	-45,231
	B <sub>Ni</sub>	-62,167	,000	-91,814	-32,521	-57,469

Valor\* Valores obtenidos en la regresión múltiple sin descontar el efecto AVLogMar.

*Capitulo 5 Resultados*



*Capítulo 6 Discusión*

# **Capítulo 6**

## **Discusión**

*Capítulo 6 Discusión*



Es bien sabido que las cataratas en general aumentan el scattering intraocular con la consiguiente reducción del contraste en la imagen retiniana [Elliot y colaboradores (1991), Elliot y colaboradores (1996)]. La manera tradicional de evaluar el efecto que el scattering produce en la visión del paciente es a través de la agudeza visual estándar, esto es, a contraste unidad. Se ha demostrado, sin embargo, que puede haber distintos deterioros de la calidad de la visión, no necesariamente acompañados de una reducción en la agudeza visual estándar, incluyendo la reducción de la agudeza visual a contrastes menores [Stifter y colaboradores (2006)], la reducción de la sensibilidad al contraste acromático, y el aumento del discomfort al deslumbramiento (glare disability), esto es, la diferencia entre la sensibilidad al contraste medida con y sin deslumbramiento [Elliot y colaboradores (1989), Elliot y colaboradores (1990), Elliot y Situ (1998), Koch (1989), Lasa y colaboradores (1992), Adamsons y colaboradores (1992), Williamson y colaboradores (1992), Chua y colaboradores (2004)].

No existe unanimidad sobre la utilidad clínica de estas medidas. Se ha sugerido que las pérdidas de sensibilidad al contraste están en buena parte correlacionadas con la reducción de la agudeza visual y tienden a desaparecer cuando estas pérdidas se compensan mediante un modelo de regresión múltiple [Elliot y colaboradores (1989), Lasa y colaboradores (1992), Adamsons y colaboradores (1992)], pero se ha estudiado relativamente poco sobre la magnitud de las pérdidas que se puede compensar. De algunos estudios, incluso, parece desprenderse que la compensación puede ser básicamente completa, eliminando cualquier rastro de deterioro

en la sensibilidad al contraste, y en tal caso, ciertamente, la utilidad de estas medidas estaría en cuestión [Chylack y colaboradores (1993), Maraini y colaboradores (1994), Elliot y Situ (1998)].

En algunos estudios se ha centrado el interés en la posibilidad de usar estas medidas como herramienta para la detección temprana de la catarata, cuando apenas se ha producido, si es que se ha producido, alguna reducción de la agudeza visual [Adamsons y colaboradores (1992), Chylack y colaboradores (1993), Elliot y Situ (1998)]. Adamsons y colaboradores encontraron que las reducciones de sensibilidad medidas tanto con el test de Pelli-Robson como con redes sinusoidales de diferentes frecuencias son del mismo orden en todos los tipos de cataratas una vez descontado los efectos de la edad y de la agudeza visual. Las reducciones de la sensibilidad, en todo caso, sólo serían significativas con las redes de frecuencia más alta (12 c/º o mayor). Las frecuencias bajas, y en particular, el test de Pelli-Robson, son poco eficientes para la detección temprana [Lasa y colaboradores (1992), Elliot y Situ (1998), Chua y colaboradores (2004)]. Un test de Pelli-Robson, pero visto desde más lejos, aumentando por consiguiente el contenido espectral en frecuencias altas, podría resultar algo más eficiente [Elliot y Situ (1998)]. Recuérdese que las letras en el test de Pelli Robson subtienden  $0.79^\circ$  a 1m, y si asumimos que la frecuencia fundamental es de  $2c/\text{letra}$  [Regan y colaboradores (1981), Legge y colaboradores (1985)], esto implica que la frecuencia fundamental es del orden de  $2.5 c/^\circ$ , así es que no es sorprendente que los resultados que se obtienen con este test sean similares a los que se obtienen con las redes de baja frecuencia.

La medida de la sensibilidad al contraste se ha utilizado para evaluar el grado de opacificación que produce la catarata, para una morfología dada [Elliot y colaboradores (1989), Lasa y colaboradores (1992), Drews-Bankiewicz y colaboradores (1992), Brown (1993), Maraini y colaboradores (1994), Chua y colaboradores (2004)]. En general, existe consenso en que las reducciones de la sensibilidad al contraste son significativas en las frecuencias medias y altas. Los resultados de Elliot y Gilchrist [Elliot y Gilchrist. (1989)] muestran que no hay ninguna reducción significativa en las frecuencias más bajas (1-2  $c/p$ ) y que las reducciones de sensibilidad en las frecuencias medias y altas están correlacionadas con la reducción de la agudeza visual. No obstante, en un porcentaje pequeño de sujetos con cataratas SCP con grados de opacificación de tempranos a intermedios (2-3) se puede encontrar también reducción significativa de la sensibilidad en las frecuencias bajas, y en este caso, dicha reducción no estaría correlacionada con la reducción de agudeza visual. Otros estudios han mostrado también que las frecuencias bajas pueden estar afectadas a partir de cierto grado de opacificación, y no sólo en sujetos con SCP [Lasa y colaboradores (1992), Drews-Bankiewicz y colaboradores (1992), Chua y colaboradores (2004)]. Maraini y colaboradores (1994) demostraron que cuando se usa el test de Pelli-Robson para medir la sensibilidad al contraste, la reducción de la agudeza y de la sensibilidad al contraste está correlacionada con el aumento en el grado de opacificación, no importa el tipo de morfología [Maraini y colaboradores (1994)]. En desacuerdo con Adamsons y colaboradores, Maraini y colaboradores mostraron que, con un grado de opacificación comparable, la magnitud de las reducciones sería mayor en los sujetos con cataratas nucleares, intermedia en los sujetos con

cataratas SCP, y menor en sujetos con cataratas corticales. El mismo ranking ha sido obtenido por Martin y colaboradores usando un estímulo poco convencional para medir la sensibilidad al contraste [Martin y colaboradores (1999)]. Demostraron, además, que cuando la agudeza visual se introduce en el modelo de regresión múltiple como una variable independiente, esto es, cuando se descuenta el efecto de la reducción de la agudeza, la sensibilidad al contraste deja básicamente de estar correlacionada con el grado de opacificación en cualquier morfología, excepto quizás con los grados más altos de catarata cortical. Sin embargo, otros resultados muestran que a pesar de compensar la agudeza visual, los sujetos con catarata de cualquier tipo, especialmente cortical o SCP, retendrían cierta reducción significativa, incluso a partir de grados de opacificación intermedios [Lasa y colaboradores (1991)].

Las medidas más recientes de Chua y colaboradores [Chua y colaboradores (2004)] realizadas con redes sinusoidales corroboran, en lo esencial, las conclusiones a las que habían llegado Maraini y colaboradores usando el test de Pelli-Robson. Chua y colaboradores clasificaron a sus pacientes en dos grupos, aquellos con grado de opacificación temprano (3), y aquellos con un grado de opacificación avanzado (4-5) y comparan los sujetos de cada uno de estos grupos con los de un grupo de control (0-2). De acuerdo con sus resultados, después de descontar el efecto de la edad, la agudeza visual se reduce significativamente en los dos grupos y los 3 tipos de cataratas, excepto quizás en el grupo con grado de opacificación temprano con cataratas nucleares. La sensibilidad al contraste se reduce también significativamente

en el grupo con grado de opacificación avanzado con las 3 morfologías y en todas las frecuencias evaluadas (3, 6, 12 y 18c/º), excepto en los sujetos con catarata nuclear para la frecuencia menor evaluada (3c/º). La reducción de la sensibilidad en los grupos con grado de opacificación temprano es significativa sólo cuando la frecuencia es  $\geq 6c/º$  si la catarata es SCP o cortical, y  $\geq 12c/º$  si la catarata es nuclear. En general, las reducciones mayores, significativas o no, se encuentran en los sujetos con cataratas SCP, intermedias en los sujetos con cataratas C, y sorprendentemente, mucho menores en los sujetos con cataratas nucleares. En este particular, los resultados de Chua y colaboradores difieren notablemente de los que habían obtenido Maraini y colaboradores. El mismo ranking ha sido recientemente encontrado por Shandiz y colaboradores [Shandiz y colaboradores (2011)]. Chua y colaboradores no comprobaron de ninguna manera si el descuento de la agudeza visual hace que las pérdidas de sensibilidad dejen o no de ser significativas.

Nuestros resultados confirman, de acuerdo con el test de Mann-Whitney, que la sensibilidad al contraste se reduce significativamente incluso en las frecuencias más bajas (1-2c/º) en los grupos NI, NA y C, e incluso en Ni, pero sorprendentemente no en SCP, a menos que se utilice como criterio la significatividad del coeficiente de la regresión múltiple, y aún en este caso, la reducción sólo sería significativa en la frecuencia alta (16 c/º). De hecho, la regresión múltiple produce diferencias significativas para esta frecuencia en todos los grupos, incluso Ni. Cuando se analiza la reducción de la sensibilidad al contraste de manera global, a

través del área bajo la CSF, las diferencias con el test de Mann-Whitney sólo son significativas en NI, NA y C. Sin embargo, a pesar de que el coeficiente de regresión del grupo SCP sólo es significativo para 16 c/º, el coeficiente de regresión para el área resulta también significativo. Lo mismo puede decirse para el resto de los grupos, incluido Ni. Shandiz y colaboradores [Shandiz y colaboradores (2011)] han mostrado recientemente que la reducción del área bajo la CSF es significativa con cualquier morfología y que la magnitud de la reducción podría estar correlacionada con el incremento en el grado de opacificación. pero aunque es evidente en sus medidas que hay correlación entre la reducción de la agudeza visual y en el incremento en el grado de opacificación, no han controlado el efecto de la agudeza en el modelo de regresión. Cuando se repite el ajuste de nuestros datos con la agudeza visual como variable independiente, las diferencias que habíamos encontrado dejan de ser significativas, salvo para el grupo C, y sorprendentemente, para el grupo Ni. Las conclusiones que se han obtenido para el grupo Ni deberíamos, no obstante, tomarlas con mucha cautela debido a que este grupo contiene un número de sujetos menor que el resto de los grupos. Ni nuestros datos ni los de Shandiz y colaboradores permiten afirmar que las sensibilidades para cada frecuencia, o las áreas bajo las CSFs, de las diferentes morfologías sean significativamente distintas entre sí. En ningún otro estudio, con la excepción del de Adamsons y colaboradores que se limita a los grados de opacificación tempranos, se analiza si las diferencias de sensibilidad para cada frecuencia entre las morfologías, con un grado de opacificación comparable, son significativamente distintas o no entres sí, probablemente porque no tiene mucho sentido hacer

esta comparación, ya que las escalas de opacificación tienen un significado distinto para cada morfología.

Debe notarse que el patrón de resultados obtenidos en nuestro estudio difiere de todos los resultados que se habían obtenido hasta ahora, en lo que se refiere a la menor afectación que parece sufrir la sensibilidad al contraste en los sujetos con SCP con respecto a los sujetos con cataratas corticales. Sin embargo, el tamaño de los estímulos en los test comerciales que se utilizan habitualmente para las medidas de la sensibilidad al contraste (Vector Vision CSV-1000E chart y Vistech 6500) es menor de  $1^\circ$ . Sugerimos que la diferencia esencial entre nuestros resultados y los datos que se podían hasta ahora encontrar en la literatura se debe al efecto del tamaño de los estímulos,  $5^\circ$  frente a menos de  $1^\circ$  en los tests comerciales. Es bien conocido que el tamaño de los estímulos juega un papel en la sensibilidad al contraste [Hoekstra y colaboradores (1974), Savoy y McCannn (1975), Kelly (1977), Koenderink y colaboradores (1978), Robson y Graham (1981), Wright (1982)]. Sabemos que la sensibilidad aumenta considerablemente en las frecuencias bajas ( $1-2c/^\circ$ ), e incluso en las frecuencias medias ( $4-8c/^\circ$ ), al menos, hasta  $5^\circ$ . En las frecuencias mayores ( $16 c/^\circ$ ) no importaría cual fuera el tamaño del estímulo con tal que éste supere un tamaño mínimo, probablemente no mayor de  $1^\circ$ . Aumentar el tamaño del estímulo mejora la sensibilidad por, al menos, dos razones. Por una parte, la anchura de banda de los sensores corticales sintonizados en frecuencia es proporcional a la frecuencia de sintonizado, lo que implica que todos los sensores requieren un mismo número de ciclos para alcanzar su respuesta óptima, Este número podría ser del orden de 3-4 ciclos [Robson y

Graham (1981)]. Un estímulo de baja frecuencia demasiado pequeño podría contener un número de ciclos menor que este valor, con lo que un aumento en el tamaño conllevaría ya alguna mejora en la sensibilidad. Por ejemplo, el estímulo de 1.5 c/º en el Vistech 6500 contiene apenas 1.5 ciclos. Sin embargo, ésta no es la causa principal que explicaría la mejora de la sensibilidad con el tamaño del estímulo, sino la sumación espacial entre las respuestas de los sensores (para una discusión detallada sobre este punto véase, por ej. el libro de Norma Graham [Graham (1989)]). Obviamente, la sumación espacial ocurre sólo dentro de ciertos límites, y para un sujeto normal puede tener un efecto limitado, pero podría jugar un papel esencial en un sujeto con catarata, selectivo a la frecuencia, y distinto según la morfología de la misma. La catarata nuclear es de naturaleza difusa, mientras que la catarata SCP es más densa y discreta. Sabemos que una opacificación en eje reduce la MTF de un sistema limitado sólo por la difracción en las bajas frecuencias, mientras que una opacificación en el borde de la apertura la reduce en las altas frecuencias (véase, por ejemplo, el libro de Joseph W Goodman [Goodman (2005)]). Obviamente que un ojo con cataratas no es un sistema limitado sólo por la difracción, pero es razonable pensar que un sujeto con SCP podría sufrir de una mayor reducción de la sensibilidad en las bajas frecuencias si su pupila es pequeña [Elliot et al (1998)]. De hecho, se ha sugerido que siempre que la SCP se encuentre localizada axialmente, sería el tamaño de la opacificación relativo al tamaño de la pupila del sujeto lo que determinaría la reducción de la visibilidad [Rubin (1972)], aunque desafortunadamente no se ha testeado esta hipótesis. La catarata nuclear, aunque localizada centralmente, no produce el mismo efecto de



opacificación axial. Sin embargo, produce una mayor absorción de la luz, lo que conlleva una reducción en la luminancia media de la imagen retiniana. Es bien conocido que la reducción de la luminancia media reduce la sensibilidad al contraste en las frecuencias altas [Van Nes y Bouman (1966)]. En una catarata cortical tienden a formarse radios en forma de cuña en los bordes de la pupila, lo que produciría un mayor deterioro de las altas frecuencias. Sugerimos que con un estímulo de 5°, muchos sujetos con SCP, especialmente aquellos que tienen la opacificación localizada más axialmente, disponen de una región no afectada suficientemente grande como para que su sensibilidad resulte mucho menos afectada de lo que cabía esperar, basándonos en los estudios que se habían realizado hasta ahora con estímulos más pequeños. Recuérdese que cuando se compensan las diferencias de edad, la reducción de la sensibilidad es significativa con respecto al grupo de control en la frecuencia mayor (16 c/°), lo que es consistente con el hecho de que para esta frecuencia el efecto del tamaño puede ser menos importante. Nótese sin embargo, que incluso en esta frecuencia, la reducción de la sensibilidad es menor que en los sujetos con cataratas corticales, lo que sugiere que el tamaño del estímulo podría jugar un papel beneficioso en estos sujetos incluso en las frecuencias más altas. Por el contrario, las reducciones de la sensibilidad en los sujetos con cataratas nucleares y corticales, en términos relativos, parecerían realizadas. Es llamativo que la reducción significativa de la sensibilidad que se produce en todas las frecuencias en el grupo C con respecto al grupo de control, y por supuesto, también en el área bajo la CSF, no sólo es mayor que el que se produce en el grupo NI, e incluso en el grupo NA, lo que es consistente con algunos resultados previos [Chua y

colaboradores (2004), Shandiz y colaboradores (2011)], pero no con todos [Elliot y colaboradores (1998)], sino que es en el único grupo en el que dicha reducción no está correlacionada con una reducción de la agudeza visual, ya que ésta no difiere significativamente de la del grupo de control, aunque debe recordarse que ni las sensibilidades individuales para cada frecuencia, ni las áreas bajo las CSFs, son significativamente distintas entre los grupos de diferentes morfologías.

Sorprendentemente, apenas se puede encontrar en la literatura algún estudio en el que de alguna manera se evalúe la sensibilidad al contraste cromático [Moss y colaboradores (1995), Fristrom y Lundh (2000)]. En el estudio de Moss y colaboradores se examina el efecto de las diferentes morfologías sobre el defecto medio en dos clases de campimetría acromática (blanco sobre blanco y amarillo sobre amarillo) y una clase de campimetría cromática (azul sobre amarillo). Sus resultados demuestran que el defecto medio de las campimetrías azul sobre amarillo está, en general, más afectado que el de las campimetrías amarillo-amarillo. Este resultado sugiere que la reducción del contraste cromático (de color) entre el test y el fondo juega un papel añadido sobre la reducción de sensibilidad que conlleva la reducción del contraste acromático (de luminancia). Alternativamente, podría en principio pensarse que la magnitud del scattering fuera mayor con la luz azul del test; sin embargo, los estudios con sujetos normales de edad avanzada con y sin cataratas sugieren que el scattering sería independiente de la longitud de onda [Wooten y Geri (1987), Whitaker y colaboradores (1993)]. Los resultados de Moss y colaboradores, muestran, asimismo, que en los sujetos con PSC los incrementos en el MD serían

mayores en las campimetrías azul sobre amarillo que en las campimetrías blanco sobre blanco, en tanto que en los sujetos con cataratas corticales ocurriría lo contrario. La configuración de los estímulos utilizada por Moss y colaboradores en las campimetrías sobre fondo amarillo (azul sobre amarillo y amarillo sobre amarillo) era diferente a la configuración de las campimetrías blanco sobre blanco. Las campimetrías sobre fondo amarillo se realizaban con el test de tamaño V y la luminancia del fondo era del orden de 300 cd/m<sup>2</sup>, mientras que las campimetrías blanco sobre blanco se realizaban con el test estándar (tamaño III, luminancia 10 cd/m<sup>2</sup>). La elevada luminancia empleada en las campimetrías cromáticas conllevaría una gran reducción en el tamaño de la pupila, lo que justificaría, al menos en parte, los efectos mayores en aquellos sujetos cuya opacificación está localizada más centralmente. Debe notarse, sin embargo, que al mismo tiempo el tamaño del estímulo era también algo mayor (del orden de 1.5° frente a del orden de 0.5°), lo que, de acuerdo con nuestro argumento anterior, podría producir un efecto en el sentido contrario. Aunque no estamos en disposición de cuantificar en qué medida contribuyen la interacción entre el tamaño del estímulo y el tamaño de la pupila a las reducciones de la sensibilidad, los resultados de Moss y colaboradores sugieren que, en tanto que el resto de los parámetros permanezca constante, el tamaño del estímulo es relevante a la hora de comprender las diferencias entre los diferentes tipos de morfología. En el trabajo de Moss y colaboradores no se examinan los efectos de las cataratas sobre ningún tipo de campimetría cromática rojo-verde.

En el trabajo de Fristrom y Lundh se evalúan las reducciones de la sensibilidad cromática mediante un test de reconocimiento de letras sobre un fondo blanco, en el que la cromaticidad de las letras se puede desplazar a lo largo de los ejes de confusión protanópico, deuteranópico y tritanópico [Arden y colaboradores (1988)]. Sus resultados demuestran que la sensibilidad al contraste cromático se reduce significativamente con cualquier morfología respecto al grupo de control, en los 3 ejes, y que la reducción de sensibilidad en el eje tritanópico es significativamente mayor que en los ejes protanópico o deuteranópico. Fristrom y Lundh no encuentran diferencias significativas de comportamiento entre las morfologías. Nuestros resultados para el área, que son los que describen lo que le pasa a la sensibilidad al contraste con un solo parámetro son razonablemente consistentes con los resultados de Fristrom y Lundh, en al menos dos aspectos. En primer lugar, tanto en T como en D existen diferencias significativas con respecto al grupo de control, aunque no en todos los grupos, en particular, sólo en los grupos NI y NA en D, y en NI, SCP y C en T. De hecho, sólo en el grupo NI es significativa la diferencia con respecto al grupo de control en los 3 canales. En segundo lugar, cuando hay diferencias significativas en las reducciones de sensibilidad relativas entre los dos canales cromáticos, lo cual ocurre sólo en los grupos NI y NA, el canal más afectado es D, siendo la diferencia entre las reducciones de más de 10 puntos porcentuales en NI y de cerca de 20 puntos en NA. Sin embargo, nuestros resultados muestran, además, que en el grupo NI las reducciones son significativamente distintas también entre A y T (en 10 puntos) y entre A y D (en 28 puntos), que en el grupo NA difieren A y D (en 52 puntos), pero no A y T, y que en el grupo SPC difieren T

de A (13 puntos) y D de A (17 puntos), pero no T y D. Por consiguiente, las diferencias relativas entre A y D son significativamente diferentes en los 3 grupos, siendo la diferencia mayor en NA (de más de 50 puntos). En los sujetos con cataratas SPC, sin embargo, no hemos encontrado diferencias significativas en las reducciones entre los dos canales cromáticos, a pesar de que la diferencia con respecto al grupo de control si es significativa en T. En los sujetos con cataratas corticales no hemos encontrado ninguna diferencia significativa de comportamiento entre canales, al contrario de lo que parece que sugieren los resultados de Fristrom y Lundh.

Aunque el trabajo de Fristrom y Lundh, de hecho, es el único trabajo con el que podemos comparar nuestros resultados, debemos de ser muy prudentes a la hora de hacerlo, por varias razones. En primer lugar, debe notarse que modular el contraste en el eje tritanópico es lo mismo que modular en la dirección cardinal del mecanismo D, puesto que las excitaciones que los colores producen en este eje son constantes en L y en M. sin embargo, los colores en los ejes protánópico y deuteranópico producen excitaciones constantes en M y S y en L y S, respectivamente, y por tanto, ninguno de estos dos ejes coincide con la dirección cardinal del mecanismo T (S constante). Por consiguiente, la comparación de los resultados obtenidos entre nuestros patrones rojo-verde y los patrones rojo-verde de Fristrom y Lundh es cuestionable. En segundo lugar, hay que señalar que Fristrom y Lundh realizan las comparaciones entre grupos heterogéneos que contienen probablemente sujetos con diferentes grados de opacificación; desafortunadamente, los autores no facilitan ninguna información sobre los grados de opacificación de los sujetos,

aunque dado que utilizan los mismos pacientes para comparar las sensibilidades cromáticas pre y postoperativas, es razonable pensar que los grados de opacificación deben ser intermedios y avanzados. Por último, debe señalarse que aunque el test se pasaba a 1m, como el test de Pelli-Robson, el tamaño de las letras era de 3°, lo que significa más de 3 veces mayor que el tamaño de las letras en el test de Pelli-Robson. Por tanto, y aunque no sabemos con exactitud cuál es la frecuencia fundamental en ciclos/letra, y por tanto tampoco en ciclos/°, es razonable pensar que estamos hablando de una frecuencia fundamental realmente muy baja. Nótese que la diferencia con respecto al grupo de control en la frecuencia menor (1 c/°) es también significativa en D para el grupo C, lo que no ocurría con el área, aunque sigue sin ser significativa en el grupo SCP. Debemos destacar, que no existía en la literatura, ninguna información previa sobre lo que ocurre con la sensibilidad al contraste cromático en todo el espectro de frecuencias y, por ello, tampoco en el área bajo las CSFs.

En el trabajo de Fristrom y Lundh no se evalúa el efecto de la edad o la agudeza visual sobre las medidas de la sensibilidad al contraste, a pesar de que, como ocurre en nuestro propio estudio, hay 10 años de diferencia entre los promedios de edad de los grupos utilizados, y a juzgar por los valores suministrados de las agudezas visuales promedio, es también bastante probable que la diferencia respecto al grupo control sea significativa en algunos casos (seguramente en N y SCP) y no lo sea en otros (C). Como cabía esperar, la compensación de la agudeza visual mediante un modelo de regresión múltiple pone de manifiesto que las pérdidas de sensibilidad en los canales cromáticos son más resistentes de lo que lo eran en el

canal acromático. Así, mientras que después de la compensación de la edad la diferencia con respecto al grupo control sólo quedaba como significativa en el grupo C, perdiéndose las diferencias que existían en los grupos NI, NA y SCP, en el canal T ninguna compensación hace básicamente nada (nótese que aparece una diferencia significativa en NA al compensar la edad que vuelve a desaparecer al compensar la agudeza visual) y en el canal D las diferencias significativas que emergen al compensar la edad (en SCP y C) se mantienen al compensar la agudeza visual, con lo que se puede concluir que, cuando se compensan debidamente con las variables explicativas, las sensibilidades al contraste cromático difieren significativamente del grupo de control en todas las morfologías puras. Como ocurría en el canal acromático, y valen los mismos argumentos, sólo en la frecuencia más alta ( $16c^p$ ) se encuentra significativa la diferencia entre el grupo NC y el grupo de control.

*Capítulo 6 Discusión*



*Capítulo 7 Resumen y Conclusiones*

# **Capítulo 7**

## **Resumen y Conclusiones**

*Capítulo 7 Resumen y Conclusiones*

Se ha medido la sensibilidad al contraste cromático (azul-amarillo y rojo-verde) y acromático, para las frecuencias de 1, 2, 4, 8 y 16 c/º, con un test de 5º, en 154 sujetos con cataratas de diferentes morfologías (N, SCP, C y NC) y grados de opacificación (Ni, NI, NA), de los que después de un proceso riguroso de selección resultaron útiles para el análisis 101. Se han medido, asimismo las sensibilidades al contraste en 12 sujetos de control de aproximadamente el mismo rango de edad. Todas las conclusiones relativas al grupo con cataratas nucleares incipientes (Ni) deben ser consideradas con precaución debido al número menor de sujetos que conforman este grupo.

1.-Se ha corroborado que los sujetos con cataratas NI o NA y los sujetos con cataratas SCP tienen la agudeza visual significativamente reducida respecto al grupo de control, pero no los sujetos con cataratas Ni, C o NC.

2.-Se ha confirmado que la sensibilidad al contraste en el canal acromático puede estar significativamente reducida respecto al grupo de control en todas las frecuencias. Se ha demostrado que con el test de 5º, la reducción de la sensibilidad es significativa en los sujetos con cataratas nucleares y corticales, pero no en los sujetos con cataratas SCP, a pesar de que la agudeza visual de este grupo sí que es significativamente menor que la del grupo de control, ni en los sujetos con cataratas NC. Se ha demostrado, asimismo, que el grupo NI es el único grupo en el que la sensibilidad está significativamente reducida en todas las frecuencias.

3.-Se ha demostrado que el área bajo la CSF acromática, como medida global de la sensibilidad al contraste, está

significativamente reducida en los grupos NI, NA y C, pero no en los grupos SCP o NC. Se ha sugerido que la reducción menor que sufren los sujetos con SCP en relación con la que sufren los sujetos con N o C, podría estar relacionada con el tamaño del test utilizado, 5º, frente al convencional, 1º, ya que en estas condiciones, un sujeto con la opacificación localizada más centralmente (como ocurre en las cataratas SCP) disfrutaría de un beneficio mayor que un sujeto con una catarata más difusa (como ocurre en las cataratas nucleares) o localizada más periféricamente (como ocurre en las cataratas corticales).

4.-Se ha constatado que cuando las medidas de sensibilidad al contraste se compensan debidamente teniendo en cuenta la edad promedio de cada grupo, la sensibilidad en la frecuencia mayor (16 c/º) está significativamente reducida respecto al grupo de control en todos los grupos, incluido el grupo Ni, y que lo mismo sucede con el área bajo la CSF, excepto en el grupo con cataratas NC.

5.-Así mismo se confirma que cuando las medidas se sensibilidad al contraste se compensan debidamente teniendo en cuenta la agudeza visual promedio de cada grupo, la sensibilidad en la frecuencia mayor (16 c/º) continua estando significativamente reducida respecto al grupo de control en todos los grupos; sin embargo, el área bajo la CSF está significativamente reducida en los grupos con cataratas Ni y C, pero no en los grupos NI, NA y SCP, lo que es consistente con el hecho de que es precisamente en estos grupos en los que la reducción de la agudeza visual es significativa.

6.-Se ha corroborado que puede haber reducciones de la sensibilidad al contraste cromático no sólo en el canal D, sino también en el canal T. Se ha demostrado que NI es el único grupo en el que la sensibilidad está significativamente reducida en todas las frecuencias tanto en D como en T, y por consiguiente, en los 3 canales.

7.-Se ha demostrado que el área bajo la CSF esta significativamente reducida en los grupos NI y NA en el canal D; aunque existen también diferencias significativas en el grupo C para ciertas frecuencias, éstas no son suficientes para traducirse en una reducción significativa del área. Asimismo, se ha demostrado que el área bajo la CSF está significativamente reducida en los grupos Ni, NI, SCP y C en el canal T.

8.-Se ha demostrado que cuando las medidas de sensibilidad al contraste cromático se compensan debidamente teniendo en cuenta la edad promedio de cada grupo, la sensibilidad en la frecuencia mayor (16 c/º) está significativamente reducida respecto al grupo de control en todos los grupos, tanto en el canal D como en el canal T, incluido el grupo Ni, y que lo mismo sucede con el área bajo la CSF, excepto en el grupo con cataratas NC.

9.-Se ha demostrado que las reducciones de la sensibilidad al contraste cromático respecto al grupo de control son resistentes a la compensación de la agudeza visual, tanto en D como en T. Por consiguiente, todo lo dicho en la conclusión 3 sigue siendo válido después de realizar esta compensación.

10.-Se ha demostrado que en los grupos NI, NA y SCP, las reducciones relativas del área son significativamente distintas

en, al menos, dos canales: en el grupo NI las reducciones son distintas en los 3 canales. En el grupo NA las reducciones en A y T son distintas de las de D, y en el grupo SCP las reducciones en D y en T son distintas de las de A. Se ha demostrado, por último, que cuando las diferencias son significativas, la reducción relativa mayor corresponde al canal D y la menor al canal A.

*Capítulo 8 Bibliografía*

# **Capítulo 8**

# **Bibliografía**

*Capítulo 8 Bibliografía*



*Capítulo 8 Bibliografía*

Arden GB. The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance. *Br. J.Ophthal*, **62**, 198-209 (1978).

Arden GB, Gündüz K & Perry S. Color vision testing with a computer graphics system: preliminary results. *Doc Ophthalmologica*, **69**, 167-174 (1988).

Arden GB, Gündüz K & Perry S. Color vision testing with a computer graphics system. *Cin Vision Sci*, **2**, 303-320 (1988).

Adamsons I, Rubin GS, Vitale S, Taylor HR, Stark WJ. The effect of early cataracts on glare and contrast sensitivity. *Archives of Ophthalmology*, **110**(8), 1081-1086 (1992).

Age-Related Eye Disease Study Research Group. The age-related eye disease study (AREDS) system for classifying cataracts from photographs: AREDS report. No. 4 *Am J Ophthalmology*, **131**, 167-175 (2001).

Arden GB and Jacobson JJ. A simple grating test for contrast sensitivity: preliminary results indicate value in screening for glaucoma- Invest. *Ophthalmol Visual Sci*. 17, 23-24 (1978)

Arden, GB. The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance. *Br. J.Ophthal*, **62**, 198-209 (1978)

Artal P, Navarro R. Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression. *J Opt Soc Am A*, **12**, 246-249 (1994)

Artigas JM, Felipe A, Buades MJ. Contrast Sensitivity of the visual system in speckle imager. *J. Opt. Soc. Am. A*, **11**, 2345-2349 (1994)

Artigas JM. Capilla P, Felipe A, Pujol J. Óptica fisiológica: Psicofísica de la visión. Madrid: *McGraw-Hill Interramericana*, **13**, 312-323 (1995)

Barlow HB, Fitzhugh R, Kuffler SW. Change of organization in the receptive fields of the cat's retina during dark adaptation. *J. Physiol*, **137**, 338-354 (1957)

Barraquer R.I., Tsiplakos F, Alvarez M. Calsificación de las cataratas. La hidrofacoemulsificación mediante el sistema Aqualase: una nueva alternativa en la cirugía de cristalino. *Anales del Instituto Barraquer*, **37**, 13-38 (2007)

Bedell HE. Spatial Acuity. In: Norton TT, Corliss DA, Bayley JE (eds). *The Psychophysical Measurement of Visual Function*. *Butterworth-Heinemann*, 105-136 (2002)

Begiristain JM, Ibarluzea J, et al. Incidencia y prevalencia de cataratas, LXXXIV Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología, 165-172 (2008)

Björn Friström and Björn I. Lundh. Colour contrast sensitivity in cataract and pseudophakia. *Acta Ophthalmol. Scand*, **78**, 506-511 (2000)

Blakemore C y Vital-Durand F. Distribution of X- and Y-cells in the monkey's lateral geniculate nucleus. *J. Physiol*, **320**, 17-18 (1981)

Bodis Wollner I. Visual acuity and contrast sensitivity in patients with cerebral lesions. *Science*, **187**, 769-771 (1972)

Bodis-Wollner I, Diamond S. The measurement of spatial contrast sensitivity in cases of blurred vision associated with cerebral lesions. *Brain*, **99**, 965-710 (1976)

Bodis-Wollner I, Camisa JM. Contrast sensitivity measurement in clinical diagnosis. In: Lessell S, Van Dalen JTW, eds. *Neuro-Ophthalmology: A series of critical surveys of the international literatura*. Vol 1. Amsterdam: Excerpta Medica. 373-401 (1980)

Bodis-Wollner I. 1972 Visual acuity and contrast sensitivity in patients with cerebral lesions. *Science*, **178**, 769-771 (1972)

Bodis-Wollner I. 1989 Electrophysiological and psychophysical testing of vision in glaucoma. *Surv Ophthalmol*. **33** Suppl 301-307 (1989).

Bodis-Wollner, I Detection of visual defects using the contrast sensitivity function. *Int Ophthalmol Clin*, **20**, 135-153 (1980)

Bradley A, Zhiang X, Thibos L. Failures of isoluminance caused by ocular chromatic aberrations. *Appl Opt*, **31**, 3657-367 (1992)

Brainard DH. Cone contrast and opponent modulation color spaces. In: Kaiser PM, Boynton RM. *Human Color Vision*. *Optical Society of America*. Washington DC. 563-579 (1996)

Brown NA. The morphology of cataract and visual performance. *Eye*, **7**, 63-67 (1993)

Campbell F.W. and Green D.G. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J. Physiol*, **181**, 576-593 (1965).

Campbell FW, Kulikowski JJ. Orientational selectivity of the human visual system. *J Physiol*, **187**, 437-445 (1966)

Campbell FW, Robson Jg. Application of Fourier análisis to the visibility of gratings. *J Physiol*. **197**, 551(1968)

Campos-Ortega JA, Clüver PF. The distribution of retinal fibers in Galago crassicaudatus. of retinal fibers in Galago crassicaudatus. *Brain Res*, **7**, 487-89 (1968)

Campos-Ortega JA, Glees P. The termination of ipsilateral and contralateral of ipsilateral and contralateral optic fibers in the lateral geniculate body of Galago crassicaudatus. *J. Comp. Neurol*, **129**, 279-84 (1967)

Capilla P, Felipe A, Pons A, Artigas JM., Effect Of Color on Contrast Sensitivity with Two Different Accommodative Stimuli. *Optometry and Vision Science*, **70**, 24-29 (1993)

Capilla P, Malo J, Luque MJ, Artigas JM. Colour representation spaces at different physiological levels: a comparative analysis. *J Opt*, 324-338 (1998)

Casagrande VA. A third parallel pathway to primate area V1. *Trends Neurosci*, **17**, 305-10 (1994)

Chacko LW. 1954b. The lateral geniculate body in the New World monkeys. *J. Anat. Soc. India*, **3**, 62-74 (1954)

Chua Be, Mitchell P. Cumming RG. Effects of cataract type and location on visual function: *The Blue Mountains Eye Study*. **18**, 765-772 (2004)

Chylack LT Jr, Wolfe JK, Singer DM, MC Leske, M.A. Bullimore, I. L. Bailey, J. Friend, D. McCarthy, S. Y. Wu, The Lens

Opacities Classification System III; the Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Arch Ophthalmol*, **111**, 831–836 (1993)

Chylack LT Jr, Jakubicz G, Rosner B, Khu P, Libman J, Wolfe JK, Padhye N, Friend J. Contrast sensitivity and visual acuity in patients with early cataracts. *J Cataract Refract Surg*, **19**(3), 399-404 (1993)

Cleland BG, Levick WR y Snaderson KJ. Properties of sustained and transient ganglion cells in the cat's retina and an overall classification. *J Physiol*, **240**, 457-492 (1973)

Conway BR. Spatial structure of cone inputs to color cells in alert macaque primary visual cortex (V1). *J Neurosci*, **15**, 2768-2783 (2001)

Conway BR, Hubel Dh, Livingstone MS. Color contrast in macaque V1. *Cereb Cortex*, **12**, 915-925 (2001)

Dacey DM, The mosaic of midget ganglion cells in the human retina. *J Neurosci*, **13**, 5334-5355 (1993)

Daniel PM, Whitteridge D, The representation of visual field on the cerebral cortex in monkeys. *J Physiol*, **159**, 203-221 (1961).

Davison JA, Chylack LT. Clinical application of the Lens Opacities Classification System III in the performance of phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg*, **29**, 138–145 (2003)

De Lange H. Research into the dynamic nature of the human fovea-cortex system with intermittent and modulated lighth. I. Attenuation characteristics with White ana coloreal light. *J Opt Soc Am*, **48**, 777-784 (1958)

DeValois R, Albrecht DG, Thorrell LG. Spatial frequency selectivity of cells in macaque visual cortex. *Vision Res.* **22**, 545-559 (1982)

De Valois RL, Abramov I y Jacobs GH. Analysis of the response patterns of LGN cells. *J. Opt. Soc. Am.*, **56**, 966-977 (1966)

De Valois RL, Morgan HC y Snodderly DM. Psychophysical studies of monkey vision. III. Spatial luminance contrast sensitivity tests of macaque and human observers. *Vision Res.*, **14**, 53-67 (1974b)

DeMonasterio FM y Gouras P. Functional properties of ganglion cells of the rhesus monkey retina. *J. Physiol.*, **251**, 167-195 (1975)

DeMonasterio FM, Gouras P y Tolhurst DJ. Concealed colour opponency in ganglion cells of the rhesus monkey retina. *J. Physiol.*, **251**: 16 (1975b)

Derrington AM y Lennie P. Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.*, **357**, 291-340

Derrington AM, Krauskopf J, Lennie P. Chromatic mechanisms in lateral geniculate nucleus of macaque. *J Physiol.*, **357**, 241-265 (1984)

DeValois R, Albrecht DG, Thorrell LG. Spatial frequency selectivity of cells in macaque visual cortex. *Vision Res.*, **22**, 545-559 (1982)

Capítulo 8 Bibliografía

Díez-Ajenjo, Maria Amparo; Capilla, Pascual, Spatio-temporal Contrast Sensitivity in the Cardinal Directions. *J Optom*, **3**, 2-19 (2010)

Drews-Bankiewicz MA, Caruso RC, Datiles MB, Kaiser-Kupfer MI. Contrast sensitivity in patients with nuclear cataracts. *Arch Ophthalmol*, **110**, 953-959 (1992)

Elliot DB, Whitaker D. How useful are contrast sensitivity charts in optometric practice. Case reports. *Optometry and Vision Science*. **69**, 378-385 (1992)

Elliot DB and Gilchrist Jim. Contrast sensitivity and glare sensitivity changes with three types of cataract morphology: are these techniques necessary in a clinical evaluation of cataract?. *Ophthal. Physiol*. **Vol 9**, 25-30 (1989)

Elliott David B., Ping Situ. Visual acuity versus letter sensitivity in early cataract. *Vision Research*, **38**, 2047-2052 (1998)

Elliott David B, Mark A, Hurst A, Weatherill John. Comparing Clinical Test of Visual Function in Cataract with the Patient's Perceived Visual Disability. *Eye*. **4**, 712-717 (1990)

Elliott DB, Gilchrist J, Whitaker D. Contrast sensitivity and glare sensitivity changes with three types of cataract morphology, are these techniques necessary in a clinical evaluation of cataract?. *Ophthalmic Physiol Opt*. **9**, 25-30 (1989).

Elliott DB, Bullimore MA, Patla AE, Whitaker D. Effect of a cataract simulation on clinical and real world vision. *Br J Ophthalmol*, **80**, 799-804 (1996).

Elliot DB, Hurst MA, Weatherill J. Comparing clinical tests of visual loss in cataract patients using a quantification of forward light scatter. *Eye*, **5**, 601-606 (1991).

Enroth-Cugell CH and Robson Jg. The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat. *Journal of Physiology*, **187**, 517-552 (1966)

Enroth-Cugell C y Robson JG. The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat. *J.Physiol (London)*, **187**, 517-552 (1966)

Enroth-Cugell C y Shapley RM. Adaptation and dynamics of the retinal ganglion cells of the cat. *J.Physiol (London)*, **233**, 271-309 (1973)

Felipe, A.; Artigas J.M.; Buades M.J. La función de sensibilidad al contraste con iluminación coherente: influencia de la iluminancia y de la pupila. *Óptica pura y aplicada*, **27**, 79-82 (1994)

Ginsburg AP, Evans DW, Cannon MW, Fullenkamp S. Individual differences in contrast sensitivity and the visibility of complex objects. Presented at the topical Meeting on Recent Advances in Vision, Optical Society of America, paper WA-11 (1980)

Ginsburg AP, Evans DW, Cannon MW. Large-sample norms for contrast sensitivity. *Am J Opt Physiol Opt*, **61**, 80-84 (1984)

Ginsburg AP, Evans DW, Sekuler R, Harp SA. Contrast sensitivity predicts pilots performance in aircraft simulators. *Am. J. Opt Physiol Opt*, **59**, 105-108 (1982)



Capítulo 8 Bibliografía

Ginsburg AP, Osher RP, Blauvelt K, Blosser E. The assessment of contrast and glare sensitivity in patients having cataract. *Inves. Opthal. Vis. Sci*, **28**(3), (Suppl.), 397 (1987)

Ginsburg AP. Visual information processing base don spatial filters constrained by biological data. Air Force Aerospace Medical Research Lab. Tech. Report. AMRLTR-78-129 (1978)

Ginsburg AP. Specifying relevant spatial information for image evaluation and display desing: an explanation of how we see certain objects. *Proc Soc Inform Display*, **21**, 219-27 (1980).

Ginsburg AP. Clinical findings from a new contrast sensitivity test chart. En *Advances in diagnostic visual optics*. Eds. A. Fiorentini, D.L. Guyton and I.M. Siegel. Springer-Verlag, 132-140 (1987)

Ginsburg, AP. A new contrast sensitivity vision test chart. *Am J Opt Physiol Opt*. **61**(6), 403-407 (1984)

Glendenning KK, Kofron EA, Diamond IT. Laminar organization of projections of the lateral geniculate nucleus to the striate cortex in Galago. *Brain Res*, **105**, 538-46 (1976)

Goodman GE- Thornquist MD, Balmes J, et al. The Beta-Carotene and Retinol Efficacy Trial: incidence of lung cancer and cardiovascular disease mortality during 6-year follow-up after stopping beta-carotene and retinol supplements. *J Natl Cancer Int.*, **96**(23), 1743-1750 (2004),

Goodman J W. Introduction to Fourier Optics. In frecuency analysis of optical imaging system. *Roberts and Company Publishers*, 97-126 (2005).

- Gouras P. Identification of cone mechanisms in monkey ganglion cells. *J Physiol*, **199**, 533-547 (1968)
- Graham N. Far-apart values on spatial dimensions. In *Visual Pattern Analyzers*. Oxford University Press, 5, 181-210 (1989)
- Gregory L. Skuta, Louis B. Cantor, Cristalino y Cataratas, American Academy Ophthalmology, *Edic Española Elsevier España*, 43-45 (2009)
- Hess R.F. On the assessment of contrast threshold functions for anomalous vision. *Br J Orthop*, 41, 1-14 (1984)
- Hicks TP, Lee BB y Vidyasagar TR. The responses of cells in macaque lateral geniculate nucleus to sinusoidal gratings. *J.Physiol* (London), **337**, 183-200 (1983)
- Hicks TP, Lee BB, Vidyasagar TR. The responses of cells in macaque lateral geniculate nucleus to sinusoidal gratings. *J Physiol*, 337 (1983).
- Hitchings RA, Powell DJ, Arden GB, Carter RM. Contrast sensitivity gratings in glaucoma family screening. *Br J Ophthalmol*, **65**, 518-524 (1981)
- Hoekstra J, Goot D P J van der, Brink G van den, & Bilsen F A. The influence of the number of cycles upon the visual contrast threshold for spatial sine waves. *Vision Research*, **14**, 365-368 (1974)
- Hubel, DH. Exploration of the primary visual cortex, 1955-78. *Nature*, **299**, 515-524 (1982)

D. H. Hubel y T. N. Wiesel. Functional architecture of macaque visual cortex. *Proc. R. Soc. Lond. B.*, **198**, 1-59 (1977)

Humanski RA, Wilson HR. Spatial-frequency adaptation: evidence for a multiple-channel model of short-wavelength-sensitive-cone spatial vision. *Vision Res.* **33**, 665-675 (1993)

Ingling CR y Martinez Uriegas E. The spatiotemporal properties of the r-g- X-cell channel, *Vision Res*, **25**, 33-38 (1985)

Ionescu DA, Hassler R. 1968. Six cell layers in the lateral geniculate body in the nightactive prosimian, *Galago crassicaudatus*, *Brain Res*, **10**, 281-84 (1968)

Irvin GE, Norton TT y Casagrande VA. Receptive field properties derived from spatial contrast sensitivity measurements of primate LGN cells. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. (suppl)*, **27**, 16 (1986)

Javitt JC, Z, Willke R. Association between vision loss and higher medical care costs in Medicare Beneficiaries cost are greater for those with progressive vision loss. *Ophthalmology*, **114**, 238-245 (2007).

Kaas JH, Huerta MF, Weber JT, Harting JK. Patterns of retinal terminations and laminar organization of the lateral geniculate nucleus of primates. *J. Comp. Neurol*, **182**, 517-54 (1978)

Kaplan E y Shapley RM. The primate retina contains two types of ganglion cells, with high - and lowcontrast sensitivity. *Proc Nat Acad Sci*, **83**, 2755-57 (1986)

Kaplan E, Lee BB, Shapley RM. New views of primate retinal function. *Prog Retin Res*, **9**, 273-336 (1990)

Kelly DH. Spatiotemporal variation of chromatic and achromatic contrast thresholds. *J Opt Soc Am*, **73**, 742-750 (1983)

Kelly DH. Visual contrast sensitivity. *Optica Acta*, **24**, 107-129 (1977)

Klein BE, Klein R, Lee KE. Incidence of age-related cataract: the Beaver Dam Eye Study, **116**(2), 219-25 (1998)

Klein BK, Klein R, Linton KI. Prevalence of Age-related lens opacities in a population. *The Beaver Dam Eye Study. Ophthalmology*, **99**, 546-552 (1992).

Koch DD. Glare and contrast sensitivity in cataract patients. *J Cataract Refract Surg*. **15**, 158-164 (1989).

Koenderink J J, Bouman M A, de Mesquita A E, Slappendel S. Perimetry of contrast detection thresholds of moving spatial sine wave patterns. II. The far peripheral visual field (eccentricity 0-20 degree). *J Opt Soc Am*, **68**, 850-854 (1978)

Krauskopf J, Williams DR, Heeley DW. Cardinal directions of color space. *Vision Res*, **22**, 1123-1131 (1982)

Kuffner SW Discharge patterns and functional organization of mammalian retina. *J Neurophysiol*, **16**: 37- 68 (1953)

Kuszar JR. Dutsch TA, Brown HG. Anatomy of aged and senile cataractous lenses. In: Albert DM, Jakobiec FA, eds. *Principles and Practice of Ophthalmology*. Philadelphia: Saunders, 564-575 (1994)

Lasa Maria Susan M. Datiles Manuel B. Podgor Marvin J. Magno Benjamin V. Contrast and Glare Sensitivity

Association with the type and Severity of the Cataract. *Ophthalmology*, **99**, 1045-1049 (1992)

Lasa MS, Datiles MB, Podgor M. Contrast and glare sensitivity. Association with the type and severity of the cataract. *Ophthalmology*, **99**, 1045-1049 (1991)

Legge GE, Pelli DG, Rubin GS, Schleske MM. Psychophysics of reading-I. Normal vision. *Vis Res*, **27**, 1165-1178 (1985)

Lennie P. Parallel Visual pathways: a review. *Vision Res*, **20**, 561-594 (1980)

Leo T. Chylack, Jr, John K. Wolfe, David M. Singer, M. Cristina Leske, Mark A. Bullimore, Ian L. Bailey, Judith Friend, Daniel McCarthy, Suh-Yuh Wu. The Lens Opacities Classification System III Longitudinal Study of Cataract Study Group. *Arch Ophthalmol*, **111**(6):831-836 (1993)

Leske MC, Chylack LT Jr. He Q, et al. Incidence and progression of cortical and posterior subcapsular opacities: the longitudinal Study of Cataract. *The LSC Group. Ophthalmology*, **104**, 1987-1993 (1997).

Leske MC, Connell AM, Wu SY, Hyman L, Schachat AP. Prevalence of lens opacities in the Barbados Eye Study. *Arch Ophthalmology*, **115**, 105-111 (1997)

Livingstone HS y Hubel DH Segregation of form,color, movement and depth: anatomy, physiology and perception. *Science*, **240**, 740-749 (1988)

Losada MA, Mullen KT. Color and luminance spatial tuning estimated by noise masking in the absence of off-frequency looking. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. **12**, 250-260 (1995)

Lund JS (1988) Anatomical organization of macaque monkey striate visual cortex. *Ann. Rev. Neurosci.*, **11**: 253-288

Lund JS, Lund RD, Hendrickson AE, Bunt AH y Fuchs AF. The origin of afferent pathways from the primary cortex, area 17, of the macaque monkey as shown by retrograde transport of horseradish peroxidase. *J Comp Neurol*, **164**, 287-304 (1975)

Maraini Giovanni, Rosmini Francesco, Graziosi Paolo, Tomba Mara Carla, Bonacini Mirca, Cotichini Rodolfo, Pasquini Paolo, Sperduto Robert D. and the Italian American Cataract Study Group. Influence of Type and Severity of Pure Forms of Age-Related Cataract on Visual Acuity and Contrast Sensitivity. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol **35**, 262-267 (1994)

Martin L. Computerized method to measure glares and contrast sensitivity in cataract patients. *J Cataracts Refract Surg*, **25**, 411-415 (1999)

Marrocco, RT, McClurkin JW y Young RA. Spatial summation and conduction latency classification of cells of the lateral geniculate nucleus of macaques. *J Neurosci*, **2**, 1275-1291 (1982)

McMahon MJ, MacLeod DI. The origin of the oblique effect examined with pattern adaptation and masking. *J Vis*, **3**, 230-239 (2003)

Merigan WH y Maunsell JHR. Macaque vision after magnocellular lateral geniculate lesions. *Visual Neurosci.*, **5**, 347-352 (1990)

Merigan WH, Byrne C, Maunsell JHR. Does primate motion perception depend on the magnocellular pathway?. *J Neurosci*, 1991;11: 3422-3429).

Merigan WH, Katz LM y Maunsell JHR contribution of the primate parvocellular pathway to acuity and contrast sensitivity. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, **30**, 53 (1989)

Merigan WH, Katz LM, Maunsell JHR. The effects of parvocellular lateral geniculate lesions on the acuity and contrast sensitivity of macaque monkeys. *J Neurosci*, **11**, 994-1001 (1991)

Milton RC, Sperduto RD, Clemons TE, Ferris FL. 3rd; Age-Related Eye Disease Study Research Group. Centrum use and progression of age-related cataract in the Age-Related Eye Disease Study: a propensity score approach. *AREDS report no. 21. Ophthalmology*, **113**(8), 1264-1270 (2006)

Morgan MJ. Hiperacuity. In Regan D Ed. Spatial Vision and Visual Dysfunction, vol 10. *General Ed Cronly Dillon. Macmillan. London*, 87-113 (1991)

Moss Ian D. Wild John M. Whitaker David J. The Influence of Age-Related Cataract on Blue-on-Yellow Perimetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, **36**, 764-773 (1995).

Mullen KT, Kingdom FAA. Differential distributions of red-green and blue-yellow cone opponency across the visual field. *Visual Neurosci*, **19**, 109-118 (2002)

Mullen KT. The contrast sensitivity of human color vision to red-green and blue yellow chromatic gratings. *J Physiol*, **359**, 381-400 (1985).

Navarro R, Artal P, Williams DR. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. *J Opt Soc A*, **10**, 201-212 (1993)

Norton TT, Casagrande VA, Irvin GE, Sesma MA y Petry HM. Contrast sensitivity function of W-, X- e Ylike relay cells in lateral geniculate nucleus of bush baby (Galago crassicaudatus). *J Neurophysiol*, **59**: 1639- 1656 ((1988)

Owsley C, Sekuler R, Siemsen D. Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Res*, **23**(7), 689-99 (1983)

Regan D, Beverley KI. Visual fields described by contrast sensitivity, by acuity, and by relative sensitivity to different orientations. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, **24**, 754-759 (1983)

Regan D, Raymond J, Ginsburg AP, Murray TJ. Contrast sensitivity, visual acuity and the discrimination of snellen letters in multiple sclerosis. *Brain*, **104**, 333-50 (1981)

Regan D., Silver R., Murray TJ. Visual acuity and contrast sensitivity in multiple sclerosis. Hidden visual loss. *Brain*, **100**, 563-79 (1977)

Regan, D. and Neima, D. Low Contrast letter charts as test of visual funtion. *Ophthalmology*, **90**, 1192-1200 (1983)

Regan D, Raymond J, Ginsburg AP, Murray TJ. Contrast sensitivity, visual acuity and the discrimination of Snellen letters in multiple sclerosis. *Brain*. **104**, 333-350 (1981)

Robson JG, Graham N. Probability summation and regional variation in contrast sensitivity across the visual field. *Vision Res*, **21**, 409-418 (1981)



Rodiek RW. Retinal Organization. In *The First Steps in Seeing*. Sinauer Associates, 195-209 (1998)

Ross JE, Bron AJ, Clarke DD. Contrast sensitivity and visual disability in chronic simple glaucoma. *Br J. Ophthalmol*, **68**, 821-827 (1984)

Rovamo J, Virsu V, Nasanen R. Cortical magnification factor predicts the photopic contrast sensitivity of peripheral vision. *Nature*, **271**, 54-56 (1978)

Rubin GS, Bandeen-Roche K, Huang GH, et al. The association of multiple visual impairments with self-reported visual disability: *SEE project*. *Invest Ophthalmology Vis Sci*, **42**, 64-72 (2001)

Rubin ML. The little point that isn't there. *Surv. Ophthalmol*, **17**, 52-53 (1972)

Santamaría J, Artal P, Bescos J. Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J Opt Soc Am A*, **4**, 1109-1114 (1984)

Savoy R L, McCann. Visibility of low-spatial-frequency sine-wave targets. Dependence on number of cycles. *Journal of the Optical Society of America*, **65**, 343-350 (1975)

Schade OH Sr. Optical and photoelectric analog of the eye. *J Opt. Soc. Am*, **46**, 721-739 (1956)

Schiller PH, Logothetis NK y Charles ER. Functions of the colour-opponent and broad-band channels of the visual system. *Nature*, **343**, 68-69 (1990)

Sekiguchi N, Williams DR, Brainard D. Efficiency in detection of isoluminant and isochromatic interference fringes. *J Opt Soc Am A*, **10**, 2118-2132 (1993)

Sekuler R, Owsley C, and Hulman L.P. Assessing spatial vision in older patients. *Am J Opom Physiol Opt*, **59**, 961-968 (1982)

Selwyn, Schade OH. Optical and photoelectric analog of the eye. *J Opt Soc Am*, **46**, 721-739 (1956)

Shankar H, Pesudovs K. Critical Flicker fusion test of potential vision. *J Cataract Refract Surg*, **33**, 232-239 (2007)

Shapley R, Kaplan E y Soodak R. Spatial summation and contrast sensitivity of X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of the macaque. *Nature*, **292**, 543-545 (1981)

Shandiz Javad Heravian, Derakhshan Akbar, Daneshyar Ameneh, Azimi Abbas, Moghaddam Hadi Ostadi, Yekta Abbas Ali, Yazdi Seyed Hosein Hoseini, Esmaly Habibollah. Effect of Cataract and Severity on Visual Acuity and Contrast sensitivity. *Journal of Ophthalmic and Vision Research*, **Vol. 6**, nº 1, 26-31 (2011)

Sherman SM, Wirlson JR, Kaas JH y Webb SV. X- and Y-cells in the dorsal geniculate nucleus of the owl monkey (*Aotus trivigatus*). *Science*, **192**, 475-477 (1976)

Silva MF, Maia-Lopes S, Mateus C, Guerreiro M, Sampaio J, Faria P, Castelo-Branco M. Retinal and cortical patterns of spatial anisotropy in contrast sensitivity tasks. *Vision Res*, **48**, 127-135 (2008)

Sistema de Clasificación de Opacidades del Cristalino(LOCS III), *Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica*, **455**, 28-30 (2011)

Stifter Eva, Sacu Stefan, Thaler Arnulf and Weghaupt. Contrast Acuity in Cataracts of Different Morphology and Association to Self-Reported Visual Function. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. Vol. **47**, nº **12**, 5412-5422 (2006).

Thibos LN, Walsh DJ, Cheney EE. Vision beyond the resolution limit : aliasing in the periphery. *Vision Res*, **27**, 2193-2197 (1987b)

Tigges J, Tigges M, Anshel S, Cross NA, Letbetter WD y McBride RL. Areal and laminar distribution of neurons interconnecting the central visual area 17, 18, 19 an MT in squirrelmonkey (saimiri). *J Comp Neurol*, **202**: 539-560 (1981)

Tigges M, Tigges J. The retinofugal fibers and their terminal nuclei in Galago fibers and their terminal nuclei in Galago crassicaudatus (primates). *J Comp Neurol*, **138**, 87–102 (1970)

Vaegan, Halliday BL. A forced-choice test improves clinical contrast sensitivity testing. *Br J Ophthalmol*, **66**, 477-491 (1982)

Valero EM, Nieves JL, Hernandez-Andrés J, García JA. Changes in contrast thresholds with mean luminance for chromatic and achromatic gratings: a reexamination of the transition from DeVries-Rose to Weber regions. *Color Res Appl*, **29**, 177-182 (2004)

Valverg A, Fosse P, Gjerde T. Chomatic contrast sensitivity without correction for chromatic aberration. *IOVS*, **38**, S893 (1997)

- Van der Horst GJC, Bouman MA. Spatiotemporal chromaticity discrimination. *J Opt Soc Am*, **59**, 1482-1488 (1969)
- Van Essen DC, Newsome WT, Maunsell JHR. The visual representation in striate cortex of macaque monkey. Asymmetries, anisotropies and individual variability. *Vision Res*, **24**, 429-448 (1984)
- Van Nes FL, Bouman MA. Spatial modulation transfer in the human eye. *J Opt Soc Am*, **57**:401-406 (1967)
- Vianya-Estopà M, Douthwaite WA, Noble BA, Elliott DB. Capabilities of potential vision test measurement: clinical evaluation in the presence of cataract or macula disease. *J Cataract refract Surg*, **32**(7), 1151-1160 (2006)
- Virsu V, Rovamo J. Visual resolution, contrast sensitivity and cortical magnification factor. *Exp Brain Res*, **37**, 475-494 (1979)
- Wang YZ, Thibos LN, Bradley A. Effects of refractive error on detection acuity and resolution acuity in peripheral vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, **83**, 2134-2143 (1997)
- Webster MA, De Valois KK, Switkes E. Orientation and spatial frequency discrimination for luminance and chromatic gratings. *J Opt Soc Am A*, **7**, 1034-1049 (1990)
- Wiessel TN y Hubel DH Spatial and chromatic interactions in the lateral geniculate body of rhesus monkey. *J. Neurophysiol*, **29**: 1115-1156 (1966)
- Williams A, Sloan FA, Lee PP. Longitudinal rates of cataract surgery. *Arch Ophthalmology*, **124**, 1308-1314 (2006)

Capítulo 8 Bibliografía

Williams DR, Artal P, McMahon MJ, Navarro R, Brainard DH. Offaxis optical quality and retinal sampling in the human eye. *Vision Res*, **36**, 1103-1114 (1996)

Williams DR, Brainard DH, McMahon MJ, Navarro R. Double pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J Opt Soc Am A*, **11**, 3123-3135 (1994).

Williams DR. Aliasing in human foveal vision. *Vision Res*, **25**, 195-205 (1985)

Williamson T H, Strong N P, Spanrow J, Aggarwal R K, Harrad R. Contrast sensitivity and glare in cataract using the Pell-Robson chart. *Br. J. Ophthalmol*, **76**, 719-722 (1992)

Wilson HR, McFarlane DK, Philips GC. Spatial frequency tuning of orientation selective units estimated by oblique masking. *Vision Res*, **23**, 873-882 (1983)

Wilson HR, Wilkinson F. Spatial channels in vision and spatial pooling. In Chalupa LM, Werner JS. *Visual Neuroscience 1*, **69**, 1060-1069 (2004)

Whitaker D, Steen R, Elliott DB. Light scatter in the normal young, elderly and cataractous eye demonstrates little wavelength dependency. *Optom Vis Sci*, **70**, 963-968 (1993)

Wright M J. Contrast sensitivity and adaptation as a function of grating length. *Vision Research*, **22**, 139-149 (1982)

Woodhouse J.M. Contrast sensitivity measurement. *Optician*, **193**, 19-27 (1987)

*Capítulo 8 Bibliografía*

Wooten BR, Geri GA. Psychophysical determination of intraocular light scatter as a function of wavelength. *Vision Res*, **27**, 1291-1298 (1987)

*Capítulo 9 Apendice*

# **Capítulo 9**

## **Apendice**

*Capítulo 9 Apendice*



NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	78	1	0.60	7.5257	2.2577	2.2577	0.0000	0.0000	8.2783	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	4.5154	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000
2	71	2	0.18	15.0515	19.5669	18.8144	16.5566	10.5360	13.1701	9.0309	6.3969	6.0206	3.0103	8.6546	15.0515	10.1598	10.9123	5.2680
3	72	1	0.00	12.0412	3.0103	6.0206	3.0103	1.8814	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	9.7835	9.0309	3.0103	0.0000	0.0000
4	56	2	0.60	17.3092	18.0618	13.1701	7.9020	0.0000	8.2783	2.6340	1.5051	0.0000	0.0000	11.2886	9.7835	1.8814	0.0000	0.0000
5	48	1	0.10	11.2886	12.0412	7.9020	4.5154	0.0000	6.0206	3.7629	0.0000	0.0000	0.0000	4.8917	6.0206	7.9020	1.8814	0.0000
6	60	2	0.60	15.8041	18.4381	17.3092	10.9123	7.5257	10.1598	7.5257	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	10.1598	7.9020	1.8814	0.0000
7	59	2	0.10	16.9329	16.9329	15.0515	6.3969	1.8814	12.0412	7.5257	0.0000	0.0000	0.0000	10.5360	10.1598	7.9020	6.0206	0.0000
8	58	1	0.10	18.8144	18.8144	14.2989	12.0412	2.2577	10.9123	7.1495	1.1289	0.0000	0.0000	12.0412	9.0309	9.0309	4.8917	0.0000
9	58	1	0.10	24.0824	22.9535	20.3195	18.0618	11.2886	16.5566	9.0309	6.0206	6.0206	0.0000	15.0515	12.0412	9.7835	9.0309	4.5154
10	57	2	0.18	18.0618	23.3298	21.4484	19.9432	15.0515	12.0412	11.6649	9.4072	5.2680	3.0103	15.0515	14.6752	10.5360	9.0309	6.0206
11	57	2	0.16	18.4381	21.8247	21.4484	21.0721	15.0515	13.5463	11.6649	10.1598	6.0206	0.7526	13.9226	12.4175	10.5360	9.0309	7.1495
12	50	1	0.16	21.0721	23.7061	21.0721	12.7938	9.7835	13.5463	13.5463	6.3969	3.3866	0.0000	15.4278	17.3092	12.0412	11.2886	4.1392

Tabla 8.1. Sujetos grupo Control.

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	64	1	0.20	13.9226	11.6649	7.1495	5.6443	0.7526	8.6546	3.0103	0.0000	0.7526	0.0000	10.5360	9.0309	4.5154	0.0000	0.0000
2	69	2	0.08	10.9123	10.9123	7.9020	5.2680	0.7526	6.3969	5.6443	3.0103	0.0000	0.0000	7.5257	7.5257	1.8814	0.0000	0.0000
3	68	2	0.08	6.3969	5.2680	5.2680	3.0103	0.0000	9.0309	4.5154	1.5051	0.0000	0.0000	9.0309	3.3866	4.5154	0.0000	0.0000
4	50	1	0.18	14.2989	15.4278	15.0515	10.9123	3.7629	9.0309	7.1495	3.3866	1.5051	0.0000	6.0206	9.4072	7.5257	2.2577	0.0000
5	50	1	0.22	13.1701	16.5566	13.5463	13.5463	3.0103	4.8917	6.0206	6.0206	0.3763	0.0000	8.2783	3.0103	4.5154	3.0103	0.0000
6	71	2	0.10	8.6546	8.2783	3.0103	0.0000	0.0000	6.0206	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	3.7629	0.0000	0.0000	0.0000
7	71	2	0.14	9.0309	7.9020	1.5051	0.0000	0.0000	5.2680	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	1.8814	1.5051	0.0000	0.0000

Tabla 8.2. Sujetos grupo Ni

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	74	1	0.2	12.0412	12.0412	15.0515	5.2680	5.6443	2.2577	0.3763	0.0000	0.0000	0.0000	1.5051	4.1392	3.0103	0.7526	0.0000
2	76	1	0.9	5.6443	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
3	73	2	0.5	7.1495	8.2783	3.3866	7.5257	2.6340	9.7835	4.8917	4.5154	0.0000	0.0000	9.4072	12.0412	11.2886	4.5154	0.0000
4	74	2	0.5	0.3763	6.3969	5.6443	3.0103	0.0000	3.7629	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	9.0309	6.7732	0.0000	0.0000
5	66	1	0.54	18.4381	19.9432	15.0515	11.2886	4.1392	6.3969	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	2.6340	10.5360	9.0309	3.0103	0.0000
6	71	2	0.4	18.8144	20.3195	15.0515	10.1598	0.3763	11.2886	8.2783	3.0103	0.0000	0.0000	13.5463	13.1701	7.5257	4.5154	0.0000
7	81	2	0.4	11.2886	13.5463	12.0412	0.0000	0.0000	3.0103	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	5.2680	4.5154	5.2680	0.0000	0.0000
8	77	1	0.2	10.9123	9.0309	11.2886	1.8814	0.3763	6.3969	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	9.7835	9.0309	6.3969	0.7526	0.0000
9	73	2	0.6	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.5051	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
10	60	2	0.46	15.0515	11.2886	7.5257	0.3763	0.0000	6.0206	1.5051	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	4.8917	0.0000	0.0000	0.0000
11	66	2	0.7	13.1701	12.4175	10.1598	0.7526	0.0000	4.8917	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	7.5257	4.1392	1.8814	0.0000	0.0000
12	66	1	0.6	11.2886	13.5463	7.5257	0.0000	0.0000	6.3969	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	9.7835	7.1495	0.0000	0.0000	0.0000
13	72	2	0.1	14.2989	18.0618	14.2989	16.1804	4.8917	11.2886	11.2886	4.5154	0.0000	0.0000	12.0412	12.0412	9.0309	4.5154	0.0000
14	72	1	0.5	11.2886	10.5360	2.2577	0.7526	0.0000	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	11.2886	7.5257	0.0000	0.0000	0.0000
15	75	2	0.84	9.0309	16.5566	13.1701	9.7835	3.0103	10.5360	1.8814	0.0000	0.0000	0.0000	6.3969	9.0309	5.2680	0.7526	0.0000
15	80	2	0.48	15.8041	15.0515	12.0412	1.1289	3.7629	6.7732	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	6.0206	5.2680	0.0000	0.0000
17	70	2	0.5	14.2989	15.4278	10.1598	6.7732	1.5051	9.0309	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	5.6443	10.5360	6.0206	3.0103	0.0000

Tabla 8.3. Sujetos grupo NI

Capítulo 9 Apéndice

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
18	79	1	0.7	11.2886	4.5154	2.2577	0.0000	0.0000	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	7.5257	2.6340	3.0103	0.0000	0.0000
19	79	1	0.8	12.7938	9.4072	9.0309	5.2680	0.0000	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	3.0103	3.3866	0.0000	0.0000
20	63	2	0.38	13.5463	16.5566	12.0412	14.2989	5.2680	11.6649	6.7732	5.2680	0.0000	0.0000	12.0412	8.6546	7.5257	1.5051	0.0000
21	75	1	0.3	18.0618	16.5566	13.9226	7.9020	1.1289	10.5360	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	11.2886	12.0412	6.0206	1.5051	0.0000
22	72	2	0.66	3.0103	2.2577	0.7526	0.0000	0.0000	0.7526	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
23	74	2	0.6	10.1598	7.9020	6.7732	3.0103	0.0000	3.0103	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	3.3866	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000
24	66	1	0.32	17.3092	19.9432	17.3092	12.7938	3.3866	10.9123	6.3969	3.0103	0.0000	0.0000	9.7835	10.5360	7.5257	4.8917	0.0000
25	73	2	0.44	15.0515	18.0618	19.5669	3.0103	2.2577	9.0309	3.0103	1.1289	0.0000	0.0000	10.9123	9.7835	9.0309	2.2577	0.0000
26	77	2	0.3	14.6752	17.6855	9.4072	8.2783	0.0000	10.9123	4.8917	0.0000	0.0000	0.0000	12.0412	8.6546	6.3969	1.5051	0.0000
27	65	1	0.24	7.1495	15.8041	13.9226	13.1701	4.8917	9.0309	6.7732	0.0000	0.0000	0.0000	11.2886	5.6443	4.1392	5.6443	0.0000
28	69	1	0.42	3.0103	3.7629	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
29	66	1	0.8	9.4072	10.5360	6.0206	0.0000	0.0000	4.8917	0.3763	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	7.5257	0.0000	0.0000	0.0000
30	72	2	0.1	6.0206	5.2680	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
31	79	2	0.68	13.5463	15.0515	10.5360	1.8814	1.5051	6.0206	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	4.5154	1.5051	0.0000	0.0000
32	79	2	0.66	14.2989	10.5360	9.4072	3.3866	0.0000	6.3969	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	9.4072	5.2680	3.3866	0.0000	0.0000
33	75	2	0.38	13.9226	18.0618	15.0515	8.2783	5.2680	7.9020	6.0206	1.5051	0.0000	0.0000	10.9123	12.4175	9.0309	4.5154	0.0000
34	75	2	0.3	18.4381	18.0618	18.0618	15.0515	2.2577	8.2783	6.3969	2.6340	0.0000	0.0000	14.2989	12.0412	10.5360	7.1495	0.0000

Tabla 8.4. Sujetos grupo NI

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	79	1	0.8	15.8041	16.5566	15.0515	11.2886	0.7526	6.0206	3.3866	1.5051	0.0000	0.0000	7.9020	7.9020	7.5257	3.7629	0.0000
2	74	1	0.24	21.0721	18.4381	14.6752	11.2886	5.2680	6.0206	3.7629	0.0000	0.0000	0.0000	10.9123	9.0309	10.5360	6.0206	0.0000
3	78	2	0.32	14.2989	12.4175	12.7938	8.2783	0.0000	4.5154	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	10.5360	7.1495	3.7629	0.0000	0.0000
4	78	2	0.38	17.6855	14.2989	12.0412	4.5154	0.7526	7.9020	2.6340	2.2577	0.0000	0.0000	15.0515	9.4072	4.8917	0.7526	0.0000
5	84	1	0.38	7.5257	8.2783	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000	10.9123	9.0309	0.0000	0.0000	0.0000
6	67	2	0.5	15.8041	18.8144	13.1701	11.6649	1.1289	8.6546	7.9020	0.0000	0.0000	0.0000	11.2886	12.4175	8.2783	6.0206	0.0000
7	67	2	0.6	16.5566	15.0515	12.0412	6.0206	0.0000	9.0309	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	15.0515	10.9123	1.8814	0.0000	0.0000
8	67	2	0.7	12.0412	9.0309	3.0103	0.0000	0.0000	2.6340	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	8.6546	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000
9	67	2	0.6	15.0515	11.2886	6.0206	2.2577	0.0000	7.1495	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	11.6649	7.5257	3.0103	0.0000	0.0000
10	74	2	0.76	8.6546	6.3969	3.0103	3.0103	0.0000	1.1289	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	7.5257	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000

Tabla 8.5. Sujetos grupo NA.

Capítulo 9 Apéndice

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	78	1	0.12	19.5669	20.3195	19.5669	15.8041	6.7732	9.4072	6.0206	5.2680	0.0000	0.0000	11.2886	10.9123	9.4072	0.3763	0.0000
2	72	2	0.16	15.0515	18.0618	15.4278	15.0515	4.1392	4.8917	1.8814	4.5154	0.0000	0.0000	10.9123	9.0309	9.0309	9.0309	0.7526
3	64	1	0.8	6.3969	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
4	64	1	0.1	16.9329	18.0618	16.5566	14.2989	6.3969	12.0412	10.5360	6.0206	3.0103	0.7526	9.4072	11.2886	8.2783	0.0000	0.0000
5	58	2	0.5	13.5463	15.4278	7.9020	6.3969	3.7629	5.2680	2.2577	0.0000	1.1289	0.0000	9.0309	9.0309	2.2577	1.5051	2.2577
6	53	2	0.3	17.3092	13.5463	12.0412	6.0206	1.5051	9.0309	9.0309	0.0000	0.0000	0.0000	11.6649	7.9020	7.5257	0.7526	0.0000
7	74	1	0.8	17.3092	20.3195	17.6855	14.6752	8.2783	10.5360	8.6546	4.8917	0.0000	0.0000	13.9226	12.4175	10.5360	6.0206	0.0000
8	56	2	0.2	12.0412	10.9123	10.1598	1.8814	0.0000	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	3.7629	2.2577	0.0000	0.0000
9	57	1	0.84	18.8144	17.3092	12.0412	9.0309	3.0103	9.4072	4.5154	1.8814	0.0000	0.0000	13.5463	9.0309	4.5154	1.5051	0.7526
10	70	2	0.2	15.0515	20.3195	18.0618	14.2989	1.8814	14.2989	9.0309	4.8917	0.0000	0.7526	16.5566	13.5463	11.2886	7.9020	1.8814
11	59	1	0.2	17.3092	20.3195	20.6958	17.3092	5.6443	12.4175	12.0412	6.0206	3.0103	0.0000	12.7938	11.6649	10.5360	6.0206	1.1289
12	59	1	0.8	11.6649	12.0412	8.6546	6.7732	1.5051	9.0309	1.5051	2.2577	0.0000	0.0000	12.7938	7.5257	3.7629	1.5051	0.0000
13	58	2	0.2	12.0412	7.9020	4.5154	6.7732	0.0000	5.6443	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	4.5154	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000
14	52	2	0.4	9.0309	7.5257	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	5.2680	0.7526	0.0000	0.0000	0.0000
15	74	1	0.2	14.2989	10.1598	4.5154	3.0103	0.0000	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	10.5360	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000
16	56	2	0.82	19.5669	19.1907	15.0515	15.0515	5.2680	15.0515	9.0309	7.5257	0.0000	0.0000	11.2886	12.0412	6.0206	3.0103	0.0000
17	56	1	0.8	10.5360	10.5360	5.2680	0.0000	0.0000	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000
18	60	2	0.46	6.0206	3.3866	7.5257	6.0206	0.0000	14.2989	12.0412	8.2783	3.7629	0.0000	10.9123	9.4072	3.0103	3.0103	0.7526
19	60	2	0.6	10.1598	7.5257	10.5360	3.0103	2.2577	12.0412	7.1495	1.8814	0.0000	0.0000	13.5463	4.5154	0.0000	0.0000	0.0000

Tabla 8.6. Sujetos grupo SPC.

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
4	72	2	0.8	14.2989	16.9329	10.5360	0.7526	0.0000	10.5360	8.2783	3.0103	0.0000	0.0000	10.5360	8.2783	2.2577	0.0000	0.0000
4	67	2	0.02	10.5360	7.9020	3.0103	0.7526	0.0000	3.3866	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	0.3763	0.0000	0.0000	0.0000
4	78	1	0.28	13.9226	15.0515	4.8917	4.8917	0.0000	9.4072	7.5257	0.7526	0.0000	0.0000	11.6649	10.9123	8.6546	1.1289	0.0000
4	68	1	0.1	9.7835	3.3866	1.5051	3.0103	0.0000	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
4	71	1	0.62	13.9226	14.6752	12.4175	12.0412	0.0000	10.5360	9.0309	0.0000	0.0000	0.0000	13.9226	9.4072	2.2577	0.0000	0.0000
4	70	2	0.44	12.4175	15.0515	13.5463	9.0309	0.7526	9.0309	4.8917	1.8814	0.0000	0.0000	10.5360	7.9020	3.3866	0.0000	0.0000
4	71	2	0.2	15.0515	16.9329	15.4278	12.0412	3.0103	12.7938	7.1495	1.5051	0.0000	0.0000	16.5566	12.4175	9.0309	6.0206	0.0000
4	60	2	0.62	10.5360	4.8917	12.4175	3.0103	0.7526	1.8814	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	6.0206	3.0103	0.0000	0.0000
4	77	2	0.7	6.0206	5.6443	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	6.0206	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000
4	68	1	0.1	6.7732	7.5257	7.5257	0.0000	0.0000	5.2680	1.8814	0.0000	0.0000	0.0000	5.2680	6.3969	2.2577	0.0000	0.0000
4	76	2	0.36	9.0309	2.2577	0.7526	1.8814	0.0000	9.0309	6.3969	4.1392	0.0000	0.0000	6.0206	3.0103	3.0103	0.0000	0.0000
4	71	2	0.54	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	1.5051	0.0000	0.0000	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
4	68	1	0.38	1.8814	6.3969	1.5051	1.5051	0.7526	6.0206	0.7526	0.0000	0.0000	0.0000	3.0103	0.0000	1.8814	0.0000	0.0000
4	68	2	0.34	8.2783	12.7938	6.7732	11.2886	1.5051	7.9020	4.8917	3.7629	0.0000	0.0000	7.5257	6.3969	3.0103	3.0103	0.0000
4	71	1	0.1	2.2577	5.2680	1.8814	5.2680	0.0000	9.0309	10.5360	2.6340	0.0000	0.0000	4.1392	5.2680	4.1392	3.0103	0.0000
4	71	1	0.22	12.7938	14.2989	12.0412	1.5051	0.7526	9.7835	6.0206	2.2577	0.0000	0.0000	7.9020	5.2680	3.0103	0.0000	0.0000
4	71	2	0.3	15.8041	9.7835	9.0309	6.0206	1.5051	6.0206	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	11.2886	9.0309	3.7629	0.0000

Tabla 8.7. Sujetos grupo C.



Capítulo 9 Apéndice

NUMERO	EDAD	SEXO	AVLogMar	CANAL A					CANAL D					CANAL T				
				f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16	f=1	f=2	f=4	f=8	f=16
1	73	2	0.24	17.3092	19.5669	11.2886	10.5360	3.7629	9.0309	6.0206	3.0103	3.0103	0.0000	10.1598	12.0412	7.5257	0.0000	0.0000
2	78	2	0.10	18.8144	21.0721	17.3092	10.9123	0.0000	11.2886	10.5360	6.0206	2.2577	0.0000	13.1701	11.6649	6.0206	6.0206	0.0000
3	78	1	0.50	18.0618	17.6855	13.5463	6.0206	1.1289	9.0309	4.5154	3.0103	0.0000	0.0000	12.0412	9.4072	6.7732	2.6340	0.0000
4	77	2	0.10	15.8041	17.3092	15.0515	9.7835	3.0103	10.9123	7.5257	1.5051	0.7526	0.0000	7.9020	10.9123	9.4072	6.3969	0.0000
5	67	2	0.42	18.8144	18.0618	11.6649	10.5360	2.2577	8.6546	5.2680	4.5154	4.5154	0.0000	10.5360	11.6649	10.1598	4.8917	1.1289
6	75	1	0.52	14.2989	18.0618	4.8917	5.2680	0.7526	10.5360	5.2680	0.7526	0.0000	0.0000	10.5360	10.5360	7.5257	3.0103	0.0000
7	77	2	0.50	4.8917	4.8917	12.0412	5.2680	3.0103	3.3866	3.0103	0.3763	0.0000	0.0000	9.0309	7.5257	5.6443	0.0000	0.0000
8	75	2	0.50	4.5154	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	3.0103	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	2.2577	0.7526	0.0000	0.0000
9	75	2	0.24	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	2.2577	3.0103	0.7526	0.0000	0.0000
10	71	2	0.20	13.5463	16.9329	10.9123	9.0309	4.5154	4.5154	3.3866	0.0000	0.0000	0.0000	10.5360	7.5257	6.3969	0.7526	0.0000
11	64	1	0.20	16.9329	19.5669	15.4278	11.6649	4.8917	12.4175	6.3969	3.0103	1.8814	0.0000	12.7938	10.1598	9.7835	4.5154	0.0000
12	64	1	0.20	17.3092	17.3092	13.1701	9.0309	4.5154	12.4175	5.6443	3.3866	2.2577	0.0000	12.0412	8.2783	10.5360	4.8917	2.2577
13	73	2	0.34	18.8144	17.3092	17.3092	10.5360	3.0103	8.2783	6.7732	3.7629	0.7526	0.0000	13.9226	13.5463	12.0412	6.0206	3.0103
14	75	1	0.70	7.9020	7.5257	7.9020	5.2680	3.0103	9.0309	4.1392	0.0000	0.0000	0.0000	9.0309	6.0206	0.0000	0.0000	0.0000

Tabla 8.8. Sujetos grupo NC.



**UNIVERSITAT DE VALÈNCIA** **FACULTAT DE FÍSICA**

Reunit el Tribunal, suscriu, en el dia de  
la data, acorda d'atorjar, aquesta Tesi Doctoral  
d'En/Na/N' VICENTS RODA MARTÍ  
la qualificació d' EXCEL·LENT  
València a 6 de VI de 20.12.

El President

El Secretari,

