

**UNIVERSIDAD DE SANTIAGO**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO de CIRUGÍA**

**ÁREA de OFTALMOLOGÍA**



**ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD RETINIANA  
CENTRAL MEDIANTE SLO EN LA RETINA  
NORMAL  
Y  
PATOLÓGICA**

**M<sup>a</sup> PILAR BOLÍVAR MONTESA  
SANTIAGO DE COMPOSTELA, 2004**

UNIVERSIDAD de SANTIAGO DE COMPOSTELA  
FACULTAD de MEDICINA  
DEPARTAMENTO de CIRUGÍA  
ÁREA de OFTALMOLOGÍA  
Profesor Dr. F. Gómez-Ulla de Irazazábal

**ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD  
RETINIANA CENTRAL MEDIANTE SLO  
EN LA RETINA NORMAL Y  
PATOLÓGICA**

MEMORIA PARA ACCEDER AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR:  
M<sup>a</sup> PILAR BOLÍVAR MONTESA

DIRECTOR: PROF. DR. FRANCISCO GÓMEZ-ULLA DE IRAZAZÁBAL  
CODIRECTOR: PROF. DR. FRANCISCO GONZÁLEZ GARCÍA

D. FRANCISCO GÓMEZ-ULLA DE IRAZAZÁBAL, Catedrático de Oftalmología, del Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina. Universidad de Santiago de Compostela.

y

D. FRANCISCO GONZÁLEZ GARCÍA, Catedrático de Fisiología. Facultad de Medicina. Universidad de Santiago de Compostela.

CERTIFICAN:

Que Dña. M<sup>a</sup> Pilar Bolívar Montesa ha realizado bajo nuestra dirección el presente trabajo titulado ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD RETINIANA CENTRAL MEDIANTE SLO EN LA RETINA NORMAL Y PATOLÓGICA.

Revisado el mismo, manifiestan su conformidad para su presentación y defensa como Tesis Doctoral para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

Santiago de Compostela, 2004.

Fdo: Prof. Dr. Francisco Gómez-Ulla de Irazazábal.

Fdo: Prof. Dr. Francisco González García.

Fdo: Dña. M<sup>a</sup> Pilar Bolívar Montesa

## **AGRADECIMIENTOS**

Hay varias personas responsables de que esta tesis se haya completado a pesar de los avatares sufridos durante su elaboración, que incluyen un incendio, una mudanza al otro extremo del país, varios cambios del sistema informático y un largo etcétera. De ellas destacar al Profesor Gómez-Ulla y mis padres y, cómo no, a mi codirector, el Profesor González que ha actuado como contrapunto realista. Tampoco puedo olvidar a mi hermana, enseñándome a manejar por los entresijos del AutoCAD, mi hermano autor de los gráficos más espectaculares del trabajo, el Dr. Montserrat con todo su soporte informático, Xavier Gómez y Jaime March que dedicaron su tiempo y sus conocimientos en estadística, el Servicio de oftalmología del Hospital Arnau de Vilanova que me permitió utilizar su Imagenet..., y tantos otros que la lista sería inacabable, algunos incluso ni siquiera me conocen en persona, pero su ayuda vía e-mail ha sido inestimable. Además, están todos aquellos que me han brindado su apoyo y me han sufrido en las horas difíciles: Mariajo, Ricar, Joan, el resto de mi familia, por nombrar a algunos. A todos los que aparecen en estas líneas y a todos los que, aún sin ser nombrados, están en ellas, mi agradecimiento, porque sola no lo hubiera conseguido.

## **ÍNDICE**



---

<b>INTRODUCCIÓN</b>	7
1. Descripción óptica del ojo	9
2. Anátomo-Fisiología de la mácula	13
3. Sensibilidad de la Retina a la luz	20
4. Técnicas de exploración macular	24
4.1. Estudios electrofisiológicos	24
4.2. El test de Amsler	25
4.3. La agudeza visual	26
4.4. Test de sensibilidad al contraste	27
4.5. Test del deslumbramiento	28
4.6. La perimetría	29
4.7. Antecedentes de la Microperimetría	34
4.8. La microperimetría con Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO)	35
<b>HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b>	43
Hipótesis de trabajo	45
Objetivos Generales	45
<b>MATERIAL Y MÉTODOS</b>	47
1. Grupos muestrales	49
1.1. Sujetos Normales	49
1.2. Grupos con Patologías	50
2. Microperimetría	50
2.1. SLO	50
2.2. Digitalización de imágenes	54
2.3. Mediciones	55
2.4. Tratamiento de imágenes	56
3. Diseño del estudio	56
3.1. Sujetos Normales	56
3.2. Grupos con Patologías	58

4. Análisis estadístico	60
4.1. Estadística Descriptiva	60
4.2. Estadística Analítica	60
<b>RESULTADOS</b>	<b>63</b>
1. Sujetos Normales	65
1.1. Estadística Descriptiva	65
1.2. Estadística Analítica	68
2. Grupos con Patologías	72
2.1. Agujero Macular	72
2.2. Membrana Neovascular Coroidea	74
2.3. Edema Macular Diabético	84
2.4. Drusas	86
2.5. Coroidopatía Central Serosa	88
<b>DISCUSIÓN</b>	<b>91</b>
1. Discusión del Método	93
1.1. Técnica de Adquisición	93
1.2. Técnicas de Medición	93
1.3. Fotocoagulación	94
2. Discusión de los Resultados	95
2.1. Sujetos Normales	95
2.2. Grupos con Patologías	98
2.2.1. Agujero Macular	98
2.2.2. Membrana Neovascular Coroidea	100
2.2.3. Edema Macular Diabético	108
2.2.4. Drusas	110
2.2.5. Coroidopatía Central Serosa	112

<b>CONCLUSIONES</b>	115
Conclusiones	117
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	119
Bibliografía	121
<b>ANEXO</b>	133
Anexo	135



## **INTRODUCCIÓN**

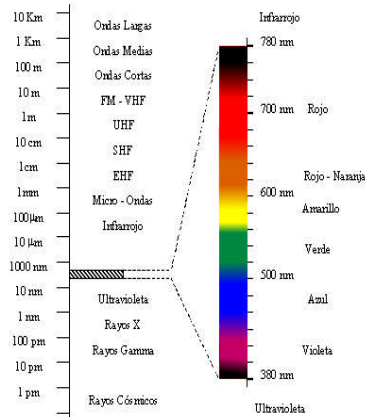


El cerebro humano recibe más información a través de los ojos que a través de cualquier otro órgano de los sentidos. Como ha ocurrido con otras tantas ramas de la ciencia y la filosofía, los primeros estudios sobre la visión de los que tenemos conocimiento son los realizados por los griegos. La teoría clásica, propuesta por Pitágoras en el s VI a. C., y extendida por Galeno, postulaba que la visión se debía a la emisión de un “humor visual” o “pneuma” originado en el cerebro. Durante el Renacimiento árabe (siglo IX) Al-Hazen propuso que la teoría hasta entonces vigente era falsa y que la visión se debía a los rayos que llegaban desde los distintos objetos al cristalino, donde se formaba la imagen como en una cámara oscura. La fisiología de la visión, tal y como se entiende actualmente, fue enunciada por primera vez por el anatomista de Basilea Félix Platter (1536-1614) que mantenía que la luz del exterior pasaba a través de la pupila hasta la cámara oscura del ojo, donde los rayos eran recogidos por el cristalino y distribuidos sobre la retina. Más tarde, Isaac Newton (1642-1727) descartó el concepto de los espíritus o humores visuales y elaboró la teoría de que la luz estaba formada por corpúsculos que desde los cuerpos luminosos se propagaban por el espacio de forma lineal, y que producían la sensación visual al alcanzar el fondo del ojo de una forma similar a como las vibraciones en el aire causan la sensación sonora en el oído. Dichos corpúsculos corresponderían a los siete colores del espectro visible. Pero no fue hasta un siglo más tarde, cuando las teorías fisiológicas dejaron de ser meramente especulativas y fueron apoyadas por los descubrimientos anatómicos de Purkinje (1787-1869), Müller (1801-1858) y Santiago Ramón y Cajal (1852-1934), quienes contribuyeron de manera capital a describir la histología de la retina tal y como la conocemos hoy en día.

## **1. DESCRIPCIÓN ÓPTICA DEL OJO**

Cualquier estímulo capaz de iniciar impulsos que se transmitan por el nervio óptico hasta el Sistema Nervioso Central produce una sensación visual. La luz no es una entidad específica distinta de los otros tipos de energía (Figura 1), sino que debido a su longitud de onda es una radiación electromagnética visible para nuestros ojos. La teoría corpuscular considera que la luz esta compuesta por pequeñas partículas denominadas fotones, cuya masa en reposo es nula. Según la teoría ondulatoria, la luz, al igual que cualquier otra onda, puede ser caracterizada en términos de su frecuencia (número de ondas por unidad de tiempo), longitud de onda (tiempo transcurrido durante un ciclo), y amplitud (diferencia entre los picos

máximos y mínimos). Aunque la frecuencia de la radiación no varía con la densidad del medio, la velocidad de la radiación es menor en los medios densos. En el vacío las radiaciones electromagnéticas viajan en línea recta a una velocidad de 300.000 Km/s. En el aire viajan también en línea recta hasta que interaccionan con sus átomos o moléculas dando lugar a los fenómenos de reflexión, absorción y refracción.



**Figura 1:** Espectro de la radiación electromagnética. Nuestro sistema visual sólo es capaz de detectar una pequeña parte del espectro. Así, la retina humana sólo puede detectar longitudes de onda comprendidas entre los 400-700 nm.

El margen de niveles de intensidades de luz a los cuales se puede adaptar el sistema visual humano es enorme. La retina acepta alrededor de  $10^{10}$  posibles niveles de adaptación (Tabla 1).

$10^{-7}$	Estimulación de bastones	Visión escotópica
$10^{-5}$	Noche sin luna	
0.01	Noche con luna llena	Zona de transición
1	Lectura de periódico difícil	
10	Lectura cómoda	Visión Fotópica
100		
$10^6$	Filamento de lámpara incandescente	
$10 \times 10^6$	Arco de carbono	
$100 \times 10^6$	Sol	Lesiones retinianas
$1000 \times 10^6$	3 primeros segundos de una explosión nuclear	

**Tabla 1:** Niveles de luminosidad entre los que se encuentra el ámbito de la visión en el hombre.

La radiometría estudia las mediciones físicas de la radiación y la fotometría las medidas subjetivas de la luz tal y como las percibe el ojo. En fotometría el objetivo es, como regla general, comparar y, si es posible, igualar la sensación de claridad producida por un test con una estándar. Las medidas fotométricas (Tabla 2) buscan describir cuantitativamente la percepción del brillo perteneciente a una energía electromagnética visible.

Magnitud fotométrica	Unidades
Flujo luminoso: cantidad de flujo radiante que produce sensación visual	Lumen (lm)
Intensidad luminosa: flujo luminoso emitido en un pequeño cono que contiene una dirección dada dividido por el ángulo sólido del cono	Candela (cd)
Iluminancia: flujo luminoso sobre una determinada área	Lux (lumen/m <sup>2</sup> ) Troland
Luminancia: flujo luminoso emitido en una dirección dada, dividido por el producto del área proyectada de una fuente puntual perpendicular a la dirección y el ángulo sólido que contiene esa dirección	Stilb (cd/cm <sup>2</sup> ) Nit (cd/ m <sup>2</sup> ) Apostilb (asb)

**Tabla 2:** Términos y unidades fotométricas. Para describir la iluminancia retiniana se utilizan unas unidades especiales denominadas: Troland. Un Troland es igual a la iluminancia producida por una superficie cuya luminancia sea un nit cuando el área aparente de la pupila de entrada es de 1 mm<sup>2</sup>. También ha sido denominada luxón.

Hay diferentes factores que pueden alterar la formación de imágenes en la retina. Las pérdidas de luz por *reflexión* son relativamente pequeñas dentro del ojo y en cambio, mayores en el límite de aire-superficie corneal, donde llegan a suponer un 4% para un rayo de incidencia perpendicular a la córnea. El máximo es de un 15% para algunos rayos dirigidos a la periferia de la retina, ya que ningún rayo puede incidir en la córnea con un ángulo mayor de 70° y pasar por la pupila (Duke-Elder y Weale, 1968). Las pérdidas por *absorción* en la córnea y, sobre todo, en el cristalino y en el pigmento macular son de gran importancia. La córnea absorbe esencialmente la parte del espectro cercana al ultravioleta, siendo éste un factor que puede aumentar con la edad. Por el contrario, el cristalino absorbe casi la mitad de la luz diurna que entra en el ojo. Esto depende de la especie y aumenta con la edad. El cristalino humano no sólo se vuelve menos transparente con la edad, sino que, además, el cambio es más marcado para la zona azul y violeta del espectro, un factor que puede producir una distorsión de la visión del color. La absorción de luz visible por el vítreo es

despreciable. El pigmento macular está formado por xantofila que absorbe principalmente la luz azul y en combinación con la absorción de luz producida por el cristalino, reduce los efectos adversos de la aberración cromática. La luz violeta que puede llegar a miopizar el ojo hasta un total de 1,5 dioptrías, es atenuada evitando que los bordes violetas sean demasiado marcados como para interferir con una buena resolución visual. La *dispersión* se debe a factores intrínsecos de los tejidos corneales y del cristalino y se puede apreciar mediante el haz de una lámpara de hendidura al pasar a través de estas estructuras. La misma prueba nos sirve para demostrar que el humor acuoso normal y el vítreo están prácticamente libres de dispersión. La *reflectividad* del fondo de ojo puede afectar a la función visual por el hecho de que la luz que llega a atravesar la retina puede, al reflejarse en el fondo, estimular la retina por segunda vez. El *efecto de la pupila* en la iluminación depende de su capacidad para funcionar como diafragma. No es del todo cierto que la iluminación de la retina sea proporcional al área (o el cuadrado) del diámetro pupilar. En primer lugar, la pupila no es perfectamente circular, probablemente debido a su desarrollo embriológico. En segundo lugar, debido a la forma del cristalino, éste absorbe más luz en su zona central que en la periferia. De lo cual se deduce que, especialmente para la luz violeta, la iluminación retiniana aumenta algo menos que en proporción lineal al área pupilar. En tercer lugar, el efecto de dilatar la pupila es más que balanceado por el efecto retiniano de Stiles-Crawford (Newman, 1980). La *difracción* en el margen de la pupila, desempeña un papel importante en la degradación de la imagen retiniana. A medida que la pupila se contrae más allá de los 3 mm de diámetro, la calidad de la imagen retiniana empeora. El equilibrio más perfecto entre la difracción y otros defectos ópticos se encuentra en una pupila cuyo diámetro es de 2,4 mm. Cuando la pupila tiene un diámetro de 3 mm o menos, la *aberración esférica* es de poca importancia, pero cuando es más amplia este efecto es significativo. La *aberración cromática*, inducida por las cualidades prismáticas del cristalino, hace que las longitudes de onda más cortas sean enfocadas más próximas al cristalino que las longitudes de onda largas. Como consecuencia de este efecto, los bordes de contraste no son nítidos sino que aparecen con borrosidad coloreada.

Como acabamos de ver, la calidad de la imagen proyectada en la retina se ve disminuida por las imperfecciones ópticas del ojo. Se ha observado que el límite de resolución espacial se produce cuando una franja clara u oscura abarca un ángulo visual de aproximadamente 24 s (0,40 min), que corresponde a una agudeza visual de 2,500. Este ángulo es el que abarca el

diámetro de  $2 \mu$  de un cono foveal, lo que sugiere que la resolución espacial máxima de la cual la retina es capaz, se produce cuando franjas claras y oscuras sucesivas llegan a conos sucesivos.

## 2. ANATOMO-FISIOLOGÍA DE LA MÁCULA

Históricamente, la retina fue descrita por primera vez por Herophilus de Chalcedon (hacia el 300 a.C.) y fue Rufos de Efeso (hacia el 110 d. C.) quien le dio su nombre debido a su apariencia de red que sostenía el humor vítreo. A pesar de que ya Galeno apuntó la similitud entre el tejido retiniano y el cerebral, no se le prestó atención, a parte del estudio de su vascularización y su conexión con el nervio óptico, hasta que Kepler (alrededor del 1608) introdujo el concepto de la retina como el tejido fotorreceptor primario del ojo.

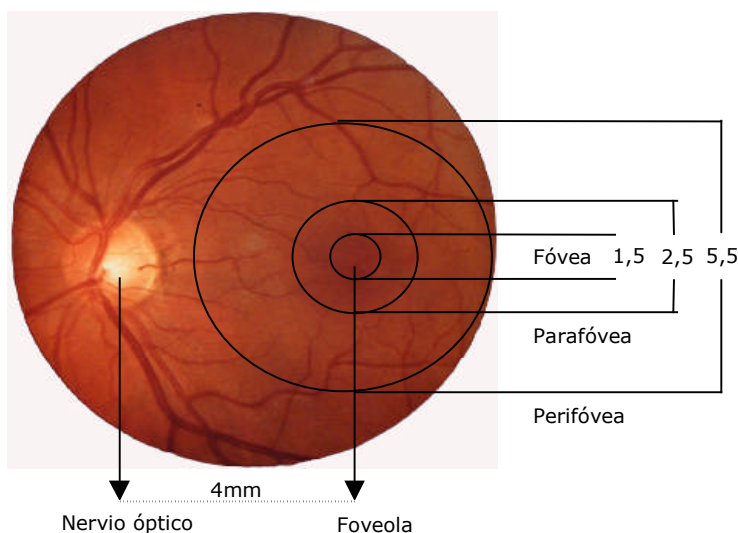
La retina es una fina membrana transparente que varía en grosor en sus diferentes regiones, desde 0,1 mm hasta más de 0,5 mm. Topográficamente el área central, localizada entre las dos arcadas vasculares temporales, se compone de foveola, fovea, parafovea y perifovea en un total de 5,5 mm de diámetro. En el hombre, la *fovea* es una depresión del espesor de la retina que ocupa aproximadamente  $5^\circ$  de ángulo visual o 1,5 mm de retina.



**Figura 2:** Cambios de grosor y posición relativos de las capas de la retina producidos por la excavación foveal en el ojo humano. Las líneas punteadas indican la zona libre de bastones.

En el centro de la fovea existe una región de  $54 \text{ min}$  de arco (aproximadamente  $260 \mu$ ) donde, además del epitelio pigmentario y las células de Müller, el único tipo de fotorreceptor presente son los conos (lo que supone un 10% del total de los conos retinianos). Esta región es a veces llamada *fovea central* o *foveola* y mide 0,35 mm de diámetro y, tan sólo 0,13 mm de espesor pero se engrosa en los márgenes hasta igualar el máximo grosor retiniano, formando el desnivel foveal. El adelgazamiento central y el engrosamiento del margen foveal son el resultado de un desplazamiento

lateral de las capas de la retina interna. El ramillete central de conos consiste en una acumulación de 6 a 8 capas de núcleos de conos y sus prolongaciones en un área de 150 a 200  $\mu$  de diámetro. En esta región los conos tienen los diámetros más pequeños de todos los conos de la retina (1,5  $\mu$ ) y es, además, la zona de mayor concentración de conos. La *parafóvea* es un cinturón de unos 0,5 mm de ancho que rodea la fóvea. El círculo marcado por los límites de la parafóvea tiene un diámetro de 2.500  $\mu$  y consta de 4 a 6 capas de células ganglionares y de 7 a 10 de bipolares. Por último, la *perifóvea*, de alrededor de 1,5 mm de diámetro, rodea a su vez a la parafóvea. Las células ganglionares pasan a formar 1 a 5 capas y 6 a 7 las bipolares.

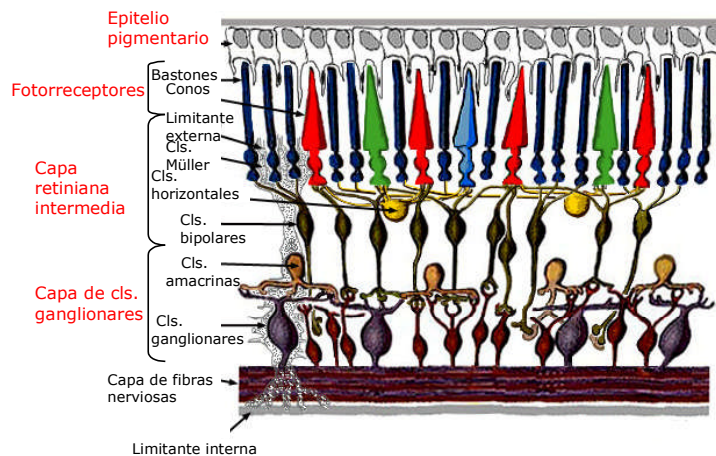


**Figura 3:** Representación de las distintas zonas que constituyen la mácula y sus relaciones con la papila. Los valores se dan en milímetros. La foveola se localiza a 4mm del centro de la papila. Está circundada por la fovea, parafóvea y perifóvea, constituyendo en conjunto la mácula.

El aporte sanguíneo a la mácula se realiza por arteriolas retinianas de tercer orden, que se disponen en forma radial hacia la fovea formando las arcadas capilares perifoveales. Las arterias ciliares cortas posteriores temporales penetran en el polo posterior, en general subfovealmente con un patrón de entrada peripapilar. Además, cuenta con ramas recurrentes de las arterias ciliares largas posteriores temporales. Algunos autores (Schubert, 1997) han detectado una arteria macular específica que posiblemente se

asocia con alguna fase de la embriogénesis y que desaparece a término, de forma similar a lo que ocurre con la arteria hialoidea. La irrigación de la foveola depende de la coriocapilar, ya que únicamente contiene conos. A nivel de la retina macular existe una importante actividad metabólica que se acompaña de un elevado consumo de oxígeno, comparable al del cerebro.

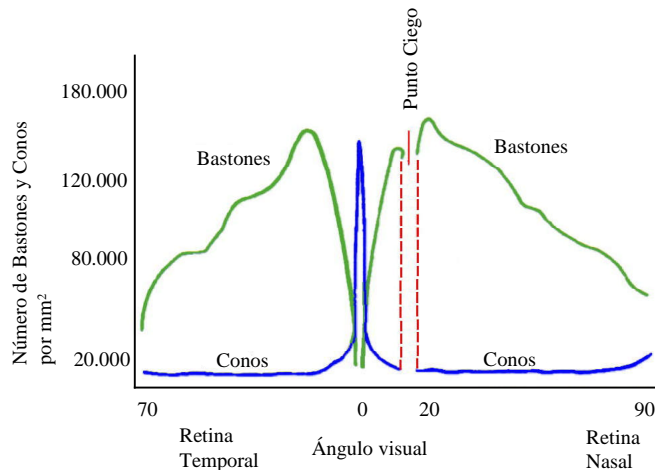
La mácula es diferente del resto de la retina. Se caracteriza histológicamente por una disposición de las células ganglionares en más de una capa. También, las fibras nerviosas del área macular toman una disposición oblicua a diferencia de la del resto de las fibras nerviosas de la retina, cuya disposición es perpendicular. La limitante interna es más gruesa en la zona macular y se encuentra unida a la hialoides posterior, que, a este nivel, es más delgada que en el resto del vítreo. En la mácula las células del epitelio pigmentario son más altas y regulares, están más concentradas en número y contienen más melanina que en el resto de la retina. Además, contiene los pigmentos lipofuscina y xantofila que actúan como barrera absorbiendo las radiaciones ultravioletas. Dentro de esta región central, la fovea contiene sólo 6 de las 10 capas que constituyen la retina: epitelio pigmentario, capa de fotorreceptores, limitante externa, nuclear externa, plexiforme externa y limitante interna (Figura 4).



**Figura 4:** Capas de la retina y sus componentes. En rojo las capas funcionales de la retina que se describen en el texto. Cls: células.

Los elementos fotorreceptores de la retina son los *conos* y los *bastones*. Los conos median la visión en condiciones de luz intensa, mientras que los bastones, median en la visión con poca luz. La retina humana posee entre 110 y 125 millones de bastones y unos 6,4 millones de conos. La región de la cabeza del nervio óptico no tiene fotorreceptores y por lo tanto representa a una mancha ciega en el campo visual. El papel de los fotorreceptores consiste en transformar la energía luminosa de los fotones, que constituyen las imágenes formadas en la retina, gracias al sistema dióptrico del ojo, en una señal eléctrica que se propague hasta la sinapsis con las células bipolares. Los fotorreceptores son células altamente especializadas cuya porción sensorial está situada entre el epitelio pigmentario y la membrana limitante externa. Por debajo de esta membrana, el segmento interno de los bastones se une con la fibra externa, una prolongación dendrítica que se expande a diferentes niveles en la capa nuclear externa, dando lugar a un cuerpo celular ovalado. El perikarion a su vez se conecta con la zona de sinapsis, situada en la plexiforme externa, mediante una fibra interna. En los conos de la periferia, el cuerpo celular se sitúa inmediatamente por debajo de la membrana limitante externa, por lo que la célula carece de fibra externa. Sin embargo, alrededor de la fovea, los cuerpos celulares se distribuyen en varias filas, dando lugar tanto a una fibra externa como a una interna. Las fibras internas de los fotorreceptores son equivalentes a los axones del resto de las neuronas. Tienen diferente longitud y trayecto en las distintas regiones: en la fovea son muy largas y corren oblicuas hacia las sinapsis localizadas en el desnivel foveolar. A medida que nos alejamos hacia la periferia las fibras se hacen más cortas y verticales.

En la retina humana (Figura 5), la distribución de los conos y bastones no es uniforme. Los conos son el único tipo de fotorreceptores presentes en la región central de la fovea de 300 a 400  $\mu\text{m}$  de diámetro y aparecen con una densidad de unos 150.000 por  $\text{mm}^2$ . Por fuera de esta área comienzan a aparecer los bastones incrementando drásticamente su número hasta alcanzar una densidad de 100.000 bastones por  $\text{mm}^2$  a 1,2-1,7 mm del centro foveal, con un máximo de 160.000 por  $\text{mm}^2$  a unos 6 mm de la mácula, volviendo a disminuir a medida que nos alejamos hacia la periferia. Los conos en la periferia, aunque existen, son poco numerosos (unos 5.000 por  $\text{mm}^2$ ).



**Figura 5:** Distribución de bastones y conos en la retina humana. Se observa una densidad máxima de los conos a nivel de los 0 grados de ángulo visual, que correspondería con la mácula, y un descenso brusco de su número a medida que nos alejamos de la misma. También señalar la ausencia de ambos tipos de fotorreceptores a nivel de la mancha ciega, que corresponde al nervio óptico.

Los conos se diferencian de los bastones en varios aspectos. Estructuralmente sus segmentos externos son más cortos y tienen una forma diferente. Sus “discos” no se encuentran separados de la membrana plasmática que envuelve el segmento externo, sino que la opsina de los conos se encuentra embebida en invaginaciones de la misma. Los conos también responden a distintas longitudes de onda que los bastones. Basándose en la absorción de fotones, existen al menos tres tipos distintos de conos denominados, de manera no muy exacta: azules, verdes y rojos con una absorción máxima que se corresponde con las longitudes de onda de 430, 530 y 569 nm respectivamente. Los nombres se refieren a los picos de sensibilidad más que al color de los pigmentos. Si estimulásemos un solo tipo de conos, no veríamos azul, verde o rojo, sino probablemente violeta, verde y amarillo rojizo (Hubel, 1999). Además, cabría señalar que la sensibilidad de los conos se extiende más allá del rojo (más de 650 nm) y no así en los bastones. Esta particularidad se utiliza en la clínica para estar seguro de no estimular más que los conos y facilitar, de esta manera, la estimulación macular. Teniendo en cuenta que los bastones y los tres tipos de conos contienen un grupo cromóforo idéntico, 11-cis retinol, la diferencia de absorción de los distintos pigmentos se debe aparentemente a diferencias en el componente proteico de la molécula. En la mácula humana parece que

existe un menor número de conos sensibles al azul, puesto que la curva de sensibilidad a la luz del área foveolar se asemeja a la suma de las curvas de absorción de los pigmentos sensibles al verde y al rojo. Las características de la respuesta a la luz de los conos son también distintas de las de los bastones. La respuesta a un único fotón en los tres tipos de conos es menor y más rápida que en los bastones, y la forma de la onda de la respuesta es más compleja. Los fotones de luz individuales son capturados por moléculas individuales de rodopsina en los bastones y cada captura produce un cambio que puede excitar a todo el bastón. El pigmento fotosensible de los bastones es una cromoproteína denominada rodopsina. Aunque la captura individual de un fotón es suficiente para excitar al bastón que lo captura, es necesario que sean capturados aproximadamente seis fotones en un grupo de bastones para que el destello sea fielmente detectado.

La capa retiniana intermedia se encuentra constituida por las *células bipolares y horizontales*. Existen varios tipos de células bipolares que sinaptan con los conos, mientras que tan sólo existe un tipo de célula bipolar para los bastones. Los conos maculares se conectan a varias células bipolares. Las células bipolares enanas se conectan tan sólo con un cono, las difusas lo hacen con varios. Además el cono entra en contacto con otros conos y bastones a través de expansiones laterales. La retina está organizada para permitir la interacción lateral, sobre todo mediante las conexiones existentes entre los fotorreceptores y las células horizontales. Las grandes células horizontales penetran en las cavidades sinápticas y controlan la conexión cono-bipolar, envían una señal proporcional a la iluminación local media y esta señal reduce todas las descargas receptor a bipolar hasta el nivel de intensidad apropiado sin pérdida alguna de contraste. Ciertos fenómenos perceptivos pueden ser explicados mediante estas interacciones laterales a nivel retiniano. El más interesante de estos es quizás el fenómeno de las bandas de Mach (Figura 6) que demuestran el realce fisiológico de los bordes. En la transición entre dos niveles de luminancia suficientemente distintos existe aparentemente una franja más oscura sobre el lado oscuro del límite y una franja más clara sobre el lado claro del límite.



**Figura 6:** *Bandas de Mach o el acrecentamiento del contraste de las franjas. Junto al borde entre las áreas negra y blanca, la negra parece ser más negra que el resto de la superficie negra y la blanca parece más blanca que el área blanca restante.*

Otro componente de esta capa son las *células de Müller*, que son una de las dos clases principales de células no neuronales de la retina. Pertenecen al tipo de células de la glía y, como tal, juegan un papel fundamental de mantenimiento de la retina neural y de la regulación de los niveles extracelulares de iones y neurotransmisores.

En la capa de células ganglionares, las *células amacrinas* se presentan en una gran variedad de formas y utilizan un importante número de neurotransmisores para realizar diferentes funciones, muchas de ellas todavía desconocidas. Los axones de las células ganglionares cruzan la superficie de la retina, se agrupan en un haz en el disco óptico y abandonan el ojo para formar el nervio óptico. Estos axones llegan hasta el cuerpo geniculado externo, donde ocurre la siguiente sinápsis de la vía visual. Cada ojo contiene aproximadamente 130 millones de fotorreceptores, pero sólo un millón de células ganglionares, la gran mayoría de las cuales posee un tipo de campo receptor concéntrico. Cada cono posee su propio canal radial que comprende su bipolar enana y células ganglionares. Todos los conos se encuentran en contacto por medio de por lo menos una bipolar enana que los invagina y comúnmente por otras bipolares, pero los contactos de una bipolar enana parecen estar restringidos a un solo cono; por lo que a nivel de la retina macular la clásica noción de la conducción unitaria podría mantenerse, y por consecuencia el campo se limita a una célula. Así la retina macular sería muy sensible a las imágenes y poco sensible a los movimientos, al contrario que en la periferia. Las señales generadas en la retina son recogidas por las células *ganglionares* cuyos axones envían la información hacia el cerebro por el nervio óptico.

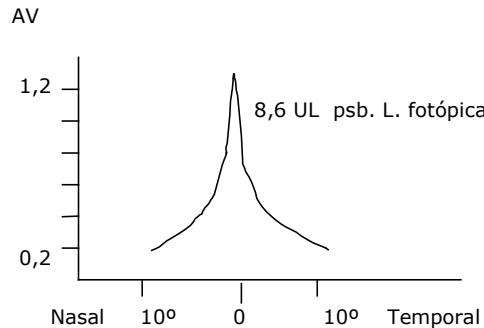
El *epitelio pigmentario*, al igual que las células de Müller, tiene un origen neuroepitelial manteniendo múltiples características epiteliales. A diferencia de las neuronas retinianas, no parecen participar directamente en la transferencia ni procesamiento de la información visual. Sin embargo, se

encuentran íntimamente implicadas en la función retiniana y ejercen una profunda influencia en el comportamiento de las neuronas. El epitelio pigmentario consiste en un epitelio de una sola capa de células cuboideas que se encuentra situado entre la capa de fotorreceptores y la coroides. Sus funciones están ligadas a las de los fotorreceptores. El epitelio pigmentario forma parte de la barrera entre la circulación coroidea y la retiniana. Como otros epitelios contribuye al transporte de iones, metabolitos y fluidos entre el espacio subretiniano y la coroides asegurando la adhesión de la retina neural al epitelio pigmentario. Otra de las funciones esenciales del epitelio pigmentario consiste en participar en el ciclo visual extrayendo de la sangre el trans-retinol (vitamina A), almacenando los retinoides intracelularmente, isomerizándolos a la forma de 11-cis y por último transfiriéndolos a los fotorreceptores, donde mediante una fotoisomerización volverán a la forma trans que será de nuevo captada por el epitelio pigmentario y reisomerizada para así cerrar el ciclo visual. Ante una situación de iluminación se produce, a nivel del epitelio pigmentario, una migración pigmentaria desde el cuerpo celular hacia la franja que rodea los fotorreceptores, lo cual hace del epitelio pigmentario una pantalla opaca alrededor de los segmentos externos de los fotorreceptores e interviene en la difusión de la luz. El epitelio pigmentario permite la renovación de los fotorreceptores al fagocitar y digerir las porciones de deshecho de los segmentos externos. Adicionalmente, el epitelio pigmentario juega un importante papel en el mantenimiento de la función de los fotorreceptores, quizás secretando sustancias tróficas como el factor básico de crecimiento de los fibroblastos (bFGF). La cicatrización de las lesiones retinianas corre a cargo tanto de las células de Müller como del epitelio pigmentario. La marcada tendencia a la proliferación del epitelio pigmentario ha permitido cultivarlo. Hay que subrayar que si las hiperplasias reaccionales del epitelio pigmentario son frecuentes en patología, no así los tumores derivados de este tejido, que son raros y en todo caso mayoritariamente benignos.

### **3. SENSIBILIDAD DE LA RETINA A LA LUZ**

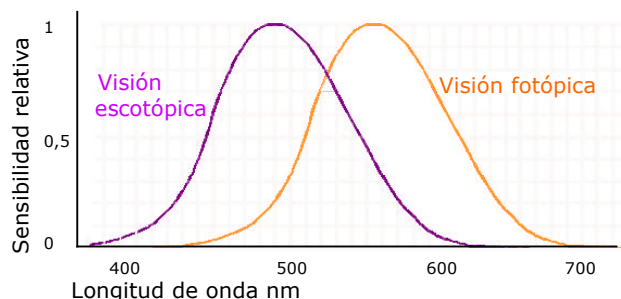
En condiciones de buena iluminación (más de 3 cd/m<sup>2</sup>), como ocurre de día, la visión es nítida, detallada y se distinguen muy bien los colores, es la visión fotópica. La agudeza visual fotópica en los ojos normales es máxima a nivel de la foveola (Figura 7), disminuyendo rápidamente a medida que

nos alejamos de ella. A un grado de excentricidad es de un 60% (Oshima et al., 1998), en la zona perifoveolar es de un 50%, a cinco grados de excentricidad es de un 30% y el reborde macular es de un 25% (Yuzawa et al., 1996; Petersen et al., 1998).



**Figura 7:** Curva de la agudeza visual a lo largo del meridiano horizontal con luminancia (L) fotópica. La agudeza visual (AV) cae a medida que nos alejamos de los 0° centrados en la foveola (François, 1976).

En el ojo adaptado a la oscuridad (niveles inferiores a  $0.25 \text{ cd/m}^2$ ) desaparece la sensación de color y la visión es más sensible a los tonos azules y a la intensidad de la luz, esta curva de sensibilidad se denomina *curva de luminosidad escotópica*. En el ojo adaptado a la luz, por el contrario, la curva de sensibilidad se denomina *curva de luminosidad fotópica*. Existen diferencias entre ambas, ya que el nivel máximo de sensibilidad en un ojo adaptado a la luz tiene lugar a los 555 nm (amarillo verdoso), en tanto que este máximo en la curva de luminosidad escotópica se encuentra alrededor de los 480 nm (azul verdoso). Esta diferencia entre ambas curvas de luminosidad se denomina *desplazamiento de Purkinje* (Figura 8), que demuestra que en el ojo existen, por lo menos un mecanismo que se activa en la oscuridad y otro que se pone en funcionamiento a alta intensidad luminosa. En situaciones intermedias, la capacidad para distinguir los colores disminuye a medida que baja la cantidad de luz. Es la visión mesópica.



**Figura 8:** Curvas de sensibilidad del ojo a la luz visible en condiciones escotópicas y fotópicas. Al desplazamiento del máximo de la curva al disminuir la cantidad de luz recibida se denomina efecto Purkinje.

El fenómeno conocido como sensibilidad al contraste demuestra que la sensación proveniente de cualquier parte de la retina depende principalmente de la iluminación del medio que la rodea. Por ejemplo, en una figura con cuadros grises de tonos idénticos, el rodeado por negro parece más claro que el rodeado por blanco (Figura 9).



**Figura 9:** Fenómeno de los contrastes simultáneos. Cada recuadro pequeño tiene la misma intensidad. Pero a causa de las diferentes intensidades que lo rodean, los pequeños recuadros no aparentan tener el mismo tono.

Todos los estudios señalan la existencia de una organización funcional en la retina y en el sistema visual que es relativista y está dirigida al discernimiento de los contrastes locales que establecen límites entre los elementos zonales en la imagen compleja del campo visual y no a mecanismos destinados a la investigación de los niveles absolutos de luz en áreas locales. En realidad, el caso es que un lugar de la retina que recibe una imagen de una superficie percibida como "negra" a un elevado nivel de iluminación, puede estar recibiendo realmente una cantidad absoluta de luz mayor que un lugar de la retina que recibe la imagen de una superficie percibida como "blanca" con una iluminación escasa si, en el primer caso, la superficie "negra" recibe *relativamente* mucha *menos* luz que las zonas que la rodean y, en el segundo caso, si la superficie "blanca" recibe *relativamente* mucha *más* luz que las zonas circundantes.

Habitualmente, no se alcanza el potencial completo de la capacidad de resolución espacial del sistema visual hasta la edad de 10 años. La determinación objetiva de la agudeza visual por medio del nistagmus optocinético demuestra que entre 1 a 5 días de edad la agudeza visual es de por lo menos 20/670. Se producen notables mejoras en la agudeza visual hasta la edad de 10 años, pero la variabilidad es marcada. No todos los niños alcanzan la misma agudeza a una edad determinada. Por lo común, la agudeza visual declina después de los 45 años de edad, a medida que los cambios degenerativos de la mácula y el cristalino se agudizan. Además, se suma el efecto del deslumbramiento producido por la dispersión de luz en el cristalino envejecido, factor sin importancia antes de los 40 años de edad. El cristalino es responsable de gran parte de la absorción de la radiación en los medios oculares. Su absorción es máxima a cortas longitudes de onda; el ojo afáquico puede ser estimulado por medio de luz ultravioleta, que es invisible al ojo normal, ya que es bloqueada por el cristalino. La absorción efectuada por el cristalino, particularmente del azul, aumenta con la edad a medida que se acumula en él una proteína castaña.

Durante la fijación atenta sobre un test ocurren tres tipos de movimientos oculares involuntarios. Culham et al. en 1993 estudiaron la estabilidad de fijación, ya que incluso en personas normales cuando se intenta fijar los ojos se encuentran en un continuo movimiento que se puede clasificar (Culham et al., 1993) en: *drifts* o movimientos bastante lentos y de amplitud media (2-5 min de arco) que desvían la imagen del centro de la fovea, *temblor*, que es un movimiento de elevada frecuencia (hasta 150 ciclos por segundo), que se percibe como pequeñas oscilaciones irregulares de 1 min de arco de amplitud, o menor. Y por último, existe un movimiento rápido (*microsacádico*) que mediante movimientos bruscos ocasionales de menos de 10 min de arco lleva al centro de la imagen nuevamente hacia el centro de la fovea al final del movimiento. A medida que el contraste disminuye por debajo del 50%, la amplitud media del movimiento microsacádico disminuye progresivamente. Por encima del contraste del 50% no se producen cambios en la amplitud del movimiento microsacádico. Se supone que estos pequeños movimientos oculares agudizan el contraste e intervienen en la agudeza visual. Cuando las imágenes son estabilizadas sobre la retina mediante ciertos dispositivos, se observa que la visión se deteriora.

## 4. TÉCNICAS DE EXPLORACIÓN MACULAR

El examen de la mácula puede ser llevado a cabo mediante oftalmoscopia directa, indirecta o bien mediante biomicroscopía y las pruebas angiográficas con fluoresceína y verde de indocianina. Pero también pueden realizarse otras exploraciones funcionales objetivas (electrooculograma, electroretinograma, potenciales evocados visuales) y subjetivas (perimetría, el test de Amsler, la medida de la agudeza visual, test del deslumbramiento).

### 4.1. ESTUDIOS ELECTROFISIOLÓGICOS

El potencial de reposo del ojo es positivo en la córnea con relación al polo posterior. Este potencial es de unos 2 a 10 mV y no puede ser medido directamente en el hombre. La medición se realiza de forma indirecta por las modificaciones del potencial inducido por los movimientos del globo y registrados con electrodos situados sobre el reborde orbitario. Este registro constituye el *electrooculograma* (EOG). También puede registrarse el cambio de potencial inducido por un estímulo luminoso. Este registro recibe el nombre de *electrorretinograma* (ERG).

El ERG es un complejo conjunto de ondas cuya morfología depende, no sólo, del estado de la retina, sino también de la técnica utilizada. Mientras que la fovea contribuye con un pequeño porcentaje (estimado <2 %) de la amplitud de la respuesta del ERG de todo el campo, el *potencial evocado visual cortical* (PEV) registrado en el occipucio es dominado por los conos foveales. Se ha estimado que el área de los 2º centrales genera el 65% de la respuesta del PEV (Berson, 1980). Indudablemente esto se debe en parte al hecho de que la proporción entre la representación foveal y la extrafoveal aumenta en un factor de aproximadamente 1000 en el área estriada en comparación con la de la retina. Además, la proyección foveal en el área estriada está localizada superficialmente en el polo occipital, mientras que la proyección de la retina periférica está localizada más profundamente (más anteriormente) en el lóbulo occipital. Por consiguiente, la proyección foveal está relativamente más próxima a los electrodos situados en el cuero cabelludo que registran el PEV. Existen factores que determinan la respuesta del PEV, como son la difusión de la imagen del estímulo empleado en la prueba, la atención del sujeto y la rivalidad binocular, entre otros. La fijación variable del sujeto constituye un problema técnico en la colocación del estímulo sobre la fovea y este problema ha limitado la amplia aplicación inmediata de esta técnica, así como la del ERG local, para evaluar la función

foveal en pacientes con sospecha de enfermedad retiniana. El PEV es normal no solamente en la degeneración macular, sino también en la atrofia óptica, aunque no existen datos que expresen la cuantía del grado de deterioro necesario para producir una alteración importante en el PEV. Ha tenido un valor escaso o nulo en la evaluación de la función macular detrás de una opacidad del cristalino debido a que una respuesta inferior a la normal puede ser el resultado de la reducción de la intensidad del estímulo y de la difusión de la imagen producida por la opacidad.

#### 4.2. TEST DE AMSLER

Esta es una prueba que permite evaluar las deformaciones de la percepción de las formas. Es un test muy útil en clínica (Swann y Lovie-Kitchin, 1991), rápido, conciso, aunque inespecífico, para valorar la retina central hasta los 10° de visión que rodean al punto de fijación. Existen varios tipos de rejillas siendo la más común la que consiste en un entramado de líneas blancas separadas entre sí unos 5mm (abarcando un ángulo visual de 1° a una distancia de trabajo de 285 mm) formando una rejilla de 20 x 20° sobre un fondo negro, con un punto central de fijación. Otros test basados en la rejilla de Amsler son el de Yannuzzi, la rejilla umbral de Amsler y la carta del diamante (que asegura la correcta fijación introduciendo un diamante a unos 10 cm del punto de fijación que cae en la zona del punto ciego siendo, por consiguiente, invisible para el paciente). Empero, la proyección de la rejilla blanca y su punto central interesa un área mayor que la mácula. El test es difícil de utilizar en pacientes con una severa pérdida de fijación central, ambliopía o nistagmus. Pueden aparecer falsos positivos en pacientes con importante opacidad de medios o flóculos vítreos. Su utilidad se basa en la posibilidad de despistaje de un escotoma foveolar, parafoveolar o sobretodo de una metamorfopsia. El test también detecta defectos del nervio óptico y de las vías visuales. A pesar de sus evidentes ventajas para la autoexploración como despistaje en grandes muestras de población, ésta no resulta fiable para detectar cambios en el campo visual central debido al incumplimiento de los pacientes (Fine et al., 1986). Vingrys et al. (1988) detectaron con el test de Amsler escotomas que no habían sido identificados con un campo automatizado central de 30° y un programa umbral en 3 de 4 pacientes con maculopatía. Sin embargo no siempre es capaz de ponerlos de manifiesto, por lo que existen pacientes con escotomas que pueden presentar un test de Amsler normal. Schuchard (1993) ha observado que cuando el escotoma es inferior a 6 grados, en un 82% de casos no es detectado por la rejilla.

### 4.3. LA AGUDEZA VISUAL

La resolución espacial visual se conoce como *agudeza visual* se mide de formas variadas y se cuantifica con notaciones variadas que hacen referencia al ángulo formado por los extremos del test utilizado y el ojo. En la *notación de Snellen*, 20/20 significa que el sujeto puede leer letras compuestas por líneas negras sobre un fondo blanco, siendo iguales en ancho las líneas blancas y las negras, y abarcando un ángulo visual de 1 min; 20/40 corresponde a un ángulo de 2 min y 20/10 a un ángulo de 0,5 min y así sucesivamente. En ocasiones, la notación de Snellen es expresada como fracción decimal, o sea,  $20/20 = 1,000$ ,  $20/40 = 0,5$ , etc.

Se ha demostrado que el ángulo visual más pequeño que se puede detectar puede ser producido por una sola línea delgada y oscura que abarque un ángulo de 0,5 s de arco en el ojo contra un fondo uniformemente iluminado. Dicha línea produce una imagen retiniana geométrica de aproximadamente 0,033 del diámetro de un cono foveal y crea un contraste de solamente el 1 % con la iluminación de los conos circundantes, una caída del nivel de la iluminación retiniana que provoca que uno o un grupo de conos sea estimulado en forma diferencial. La percepción de dicho optotipo es una función de la detección del *contraste mínimo visible*, entre dos niveles de iluminación en fotorreceptores adyacentes y no depende del valor angular del ancho de la barra. La detección, por consiguiente, es diferente de la percepción de la individualidad de los detalles o resolución.

Por comodidad solemos utilizar la medición de la *agudeza visual morfoscópica* que supone el reconocimiento de un símbolo y que ya no está, por tanto, tan estrechamente ligada al funcionamiento macular. Para que la agudeza visual sea un reflejo fiel de dicho funcionamiento ha de seguir ciertas reglas estandarizadas. Por ejemplo, como las publicadas por el British Standards en 1968 que indican que los símbolos utilizados han de ser simples, su tamaño aumenta en progresión geométrica, la luminancia del fondo ha de ser constante y encontrarse en un rango de 150-650 nits, el ambiente luminoso de la sala debe ser fotópico entre 0,1-1,25 veces la luminancia del fondo del optotipo, y el contraste debe ser superior al 70%.

El examen más común de la agudeza visual es un grupo estándar de letras del alfabeto de tamaños graduados, que se presentan al sujeto desde una distancia establecida. La lectura de las letras es una tarea de cierta complejidad. Lo que se denomina comúnmente agudeza visual involucra más que resolución; incluye el proceso psíquico que requiere el conocimiento y el nombramiento de las letras vistas. Por ejemplo, a nivel

del umbral, si uno desliza una hilera de números cuando el sujeto espera letras, resultaría probablemente una agudeza ligeramente inferior. Además, la tarea psíquica del reconocimiento acrecienta a menudo la agudeza más allá del nivel de la mera resolución. Esto se debe, en parte, a que ciertas letras son reconocidas más fácilmente que otras por su forma general, antes de que las partes componentes sean claramente resueltas. Las letras empleadas, por lo tanto, no tienen todas el mismo valor estimulante. Por ello se han desarrollado nuevos test como el de Bailey-Lovie sobre el que se ha basado el Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) y que utiliza letras de aproximadamente la misma detectabilidad, con el mismo número de letras por fila y con el espacio entre las letras proporcional al tamaño de las mismas (Oshinskie y Cavallerano, 1997). La noción de agudeza visual cercana hace intervenir demasiados factores para que pueda existir una relación directa entre la maculopatía y la alteración de la lectura (François, 1976). La forma y el tamaño del escotoma central juegan un papel tan importante como la profundidad a la hora de afectar la lectura. Por ello, las mediciones de campos visuales son más sensibles en cuanto a los cambios funcionales producidos en la zona paracentral que la agudeza visual (Petersen et al., 1998).

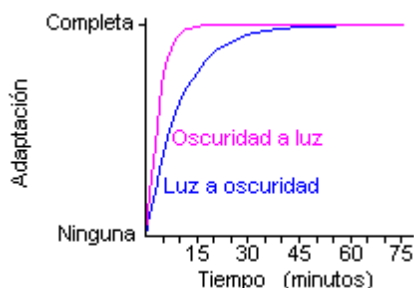
#### 4.4 TEST DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La medida de la sensibilidad al contraste evalúa el mínimo contraste que se puede detectar para diferentes tamaños de estímulo y proporciona una información más completa de la función visual. La medición de la *sensibilidad al contraste* se lleva a cabo mediante rejillas generadas fotográfica o electrónicamente (generadores de ondas e interferómetros láser). El umbral de contraste varía con la longitud de onda de la luz, el brillo del fondo y la parte de la retina examinada. Estos test varían tanto el contraste (diferencia en luminancia entre las barras oscuras y el fondo más claro), como la frecuencia espacial (número de barras por grado de ángulo visual) para evaluar la función visual, detectando alteraciones aun cuando la agudeza visual sea esencialmente normal. Con las respuestas obtenidas se dibujan curvas de sensibilidad al contraste que se comparan con curvas de normalidad. Valores de frecuencia espacial de 1,5 y 3 ciclos por grado son considerados de baja frecuencia, 6 ciclos por grado como frecuencia media y 12 y 18 ciclos por grado de alta frecuencia. Puesto que las rejillas de alta frecuencia abarcan un pequeño ángulo visual, coinciden con una buena

agudeza visual; por lo que una buena agudeza visual con una prueba de medición del contraste alterada hace sospechar de la existencia de una alteración macular (François, 1976).

#### 4.5. TEST DEL DESLUMBRAMIENTO

La adaptación es la facultad del ojo para ajustarse automáticamente a cambios en los niveles de iluminación (Figura 10). Se debe a la capacidad del iris para regular la abertura de la pupila y a cambios fotoquímicos en la retina. Para pasar de ambientes oscuros a luminosos el proceso es muy rápido pero en caso contrario es mucho más lento. Al cabo de un minuto se tiene una adaptación aceptable. A medida que pasa el tiempo, vemos mejor en la oscuridad y a la media hora ya vemos bastante bien. La adaptación completa se produce pasada una hora. La agudeza visual será mejor si el paciente está adaptado a un nivel de luminancia igual al del fondo sobre el que se distingue el objeto. En general la agudeza visual aumenta uniformemente a medida que la intensidad del fondo aumenta hacia el nivel de brillo deslumbrante, momento en que la agudeza comienza a disminuir. Dentro del rango fotópico moderado, la agudeza visual aumenta lentamente y tiende a una meseta.



**Figura 10:** Curvas de adaptación a los cambios en el nivel de iluminación. La adaptación es mucho más rápida al pasar de la oscuridad a la luz, que al contrario.

Se sabe que los pacientes afectados de una maculopatía presentan una sensibilidad particular al deslumbramiento. Con el nyctómetro de Comberg se puede medir la recuperación de la función macular después de una adaptación a luz intensa de unos 3 min. Tras la misma, se realiza una

adaptación a la oscuridad durante la cual el sujeto ha de leer 10 líneas presentadas mediante un sistema óptico y el incremento de la agudeza visual según el tiempo se estudia durante 2 min. El último paso es medir la sensibilidad de deslumbramiento. La recuperación de la función macular parece ser el método más sensible indicador del daño del fondo (Midena et al., 1992 y 1997). Se puede realizar la medición con un adaptómetro de Goldmann-Wecker y un flash, e incluso con el perímetro de Tubingen (test para conductores). Sin embargo el más fiable es el test clínico de Baillart: después de haber observado la mácula del paciente con un oftalmoscopio durante 30 segundos, se mide el tiempo que necesita para recuperar su agudeza visual inicial; dicho tiempo depende principalmente de la resíntesis de los pigmentos visuales (Horiguchi et al., 1998). Normalmente es inferior a 50 s para menores de 40 años ( $13,8 \pm 4,2$  s para la visión lejana y  $8,8 \pm 2,2$  s para la cercana. Gómez-Ulla et al., 1986) y de 60 s para los que sobrepasan esta edad; en cualquier caso, se ha de sospechar enfermedad macular cuando se excedan los 70 s de recuperación. Este test sirve para diferenciar las pérdidas de visión debidas a enfermedad macular (coroidopatía central serosa (CCS), degeneración macular asociada a la edad (DMAE), retinopatía diabética y toxicidad por Anadrón o digital) de las debidas a otras causas.

#### 4.6. LA PERIMETRÍA

El estudio de la sensibilidad luminosa puede abarcar tanto el estudio de la intensidad de luz que puede percibirse (*umbral absoluto*) como la mínima diferencia en intensidad que puede apreciarse en un estímulo luminoso (*umbral diferencial*). Dado que puede resultar confuso describir con valores cada más pequeños un incremento en uno de estos parámetros, se utiliza frecuentemente el recíproco, que se conoce como *sensibilidad*, la cual aumenta mientras el mínimo de luz disminuye. A partir de las medidas realizadas en un gran número de sujetos normales de un mismo rango de edad, se obtiene un valor medio de referencia y el intervalo de confianza del mismo. Se comparan los resultados obtenidos en el paciente con este valor “normal” lo que nos llevará a concluir si el paciente presenta o no una alteración.

Prácticamente la totalidad de la retina es capaz de responder a la luz, excepto la mancha ciega, debido a la ausencia de receptores a este nivel. La proyección de todos los puntos en los que se puede producir una sensación visual es a lo que llamamos *campo visual*. La perimetría utiliza estímulos

luminosos proyectados sobre una superficie, y la unidad de luminancia que utilizan es el *apostilb* (*asb*), que equivale a casi la tercera parte de una  $cd/m^2$  ( $0.3183cd/m^2$ ), o 0,1 *mililambert*. Cuando se explora la capacidad visual para detectar estímulos luminosos, como se hace en perimetría, se observa que el rango de luminancia posible es muy amplio, desde 5-10 hasta 105 asb aproximadamente. Así pequeños cambios en la percepción luminosa se traducen en grandes variaciones en el valor de asb, muy poco prácticas para su aplicación clínica. Para solventar este problema, se lleva a cabo una reducción logarítmica y se crea una nueva escala relativa, mucho más útil. Una reducción de una unidad logarítmica, que equivale a 10 *decibelios* (dB), permite la transmisión de tan sólo una décima parte de la luz, esto es, reduce la luminancia, por ejemplo, de 10.000 a 1.000 asb. Un filtro de 2 unidades logarítmicas, o 20 dB, permite el paso de una centésima parte, es decir, de 100 asb, y así sucesivamente. Entre el valor 0 dB, que representa al estímulo de máxima luminancia sin filtrar y un valor que puede superar los 50 dB, para el estímulo más atenuado y de menor luminancia, se sitúa todo el rango luminoso, escalonado en pasos de 1 dB. Los estímulos de menor dB son más brillantes y más fáciles de percibir, y los de mayor dB son más tenues y más difíciles de percibir. La escala de dB no es estándar, ya que la luminancia máxima varía entre los distintos perímetros del mercado. Tampoco un umbral de 0 dB significa necesariamente que el paciente no perciba la luz, sino que simplemente el paciente no fue capaz de distinguir el estímulo más brillante que el aparato proyecta sobre el fondo.

Mediante un perímetro o un campímetro se mide la intensidad umbral de estimulación necesaria para desencadenar una respuesta bajo varias condiciones de iluminación de fondo así como el menor tamaño del objeto visible para el paciente, y todo ello se expresa mediante isópteras de sensibilidad que delimitan el área de la retina que responde a un determinado estímulo. El valor clínico de este método es indiscutiblemente considerable, aunque desde el punto de vista científico presenta grandes limitaciones. Por supuesto, hay que conceder que toda medida realizada mediante este método está ligada a un error difícilmente cuantificable. Cuando un estímulo es desplazado desde la periferia hasta que alcanza la isóptera en la cual normalmente se hace visible, muchos factores influyen en su percepción (la falta de foco en la periferia, el nivel de adaptación, el color, tamaño y duración del estímulo, el tamaño pupilar, la transparencia del cristalino, así como el estado psicológico del paciente) todo ello se combina para falsear un resultado científico. El factor “observador” es igualmente importante. Cuanto mayor es la experiencia del observador, menores son los errores de medida.

La absorción, reflexión, refracción y dispersión actúan sobre los resultados de la perimetría modificando el umbral luminoso al hacer que menos luz alcance la retina (Holzl et al., 1991; Petersen et al., 1998). Cuando son suficientemente pronunciados, estos efectos difuminan los bordes de un estímulo luminoso delimitado, de ahí la disminución en la resolución de la perimetría. Debido a la dispersión el estímulo se hace borroso por el halo que aparece alrededor de la imagen formada en la retina. Cuando un estímulo es presentado a una retina normofuncionante, el efecto de emborronamiento ejercido sobre las células sensoriales será eliminado por los mecanismos de neuromodulación como la inhibición lateral. Sin embargo cuando el estímulo es proyectado sobre áreas ciegas los mecanismos locales de realce del contraste no se activan y un emborronamiento lo suficientemente pronunciado será percibido por la retina adyacente normofuncionante. Weinreb et al. (1986) estudiaron el efecto de la corrección refractiva sobre los umbrales de la perimetría automática utilizando el programa 62 del Octopus 2000 (Interzeag International, Berna, Suiza) que mide los 6° centrales con un tamaño GIII, 21 puntos separados por 3° y repartidos en los meridianos horizontal y vertical. Como resultado obtuvieron un decremento en la sensibilidad retiniana que aumentaba con la ametropía del sujeto: por cada dioptría se producía una pérdida total de 26.5 dB en la sensibilidad retiniana y una pérdida media de 1.26 dB en cada punto. Se encontró una curva de regresión de  $-0.377$  dB/grado de distancia al punto de fijación sin relación con la refracción, al menos en los 6° centrales estudiados.

El umbral también se ve afectado por la edad, debido fundamentalmente a la miosis senil y a los cambios en la transmisividad espectral del cristalino; ambos factores reducen la cantidad de energía que alcanza la retina lo que consecuentemente conlleva un incremento del valor umbral. Los efectos de la dispersión de la luz pueden jugar algún papel, especialmente en la vecindad del nervio óptico. Bek y Lund-Andersen (1989) estudiaron 4 sujetos normales con un campímetro Humphrey (Carl Zeiss Meditec, Inc., Dublin, California, USA) y comprobaron que el incremento del tamaño del estímulo suaviza los bordes de la mancha ciega, dando lugar a un componente de escotoma relativo dentro de la mancha ciega. El tamaño GIII suaviza de forma significativa los bordes de la mancha ciega. Según Guhlmann et al. (1995) cuanto mayor y más brillante es el estímulo, menor es el tamaño del punto ciego. Meyer et al. (1995) realizaron una perimetría sobre el área del nervio óptico determinando que así como el tamaño GI no era visto, el GIII era visto incluso con una luminancia de 4 dB  $0,42^\circ$  hacia el centro de la papila desde el borde de atrofia parapapilar temporal y  $1,04^\circ$

desde el borde nasal papilar. Concluyeron que el tamaño de los escotomas no solo depende del estado de la función de la zona sino también de su topografía, por lo que la parte nasal de la papila, que es más prominente, aparece menos ciega, probablemente debido a una mayor dispersión de la luz. Si bien es cierto que los escotomas pueden disminuir de tamaño si aumenta el nivel de luminancia del estímulo (Meyer et al., 1997). Es importante el hecho de que dicho tamaño no depende sólo de la función receptiva de la retina examinada, sino también de la topografía de la superficie examinada. Por ejemplo un tumor que se hace prominente puede producir un efecto de máscara, disminuyendo el tamaño del escotoma y lo contrario ocurre si la retina se hace más excavada.

La perimetría puede ser *perimetría estática* (aquella en la que tanto el tamaño como la localización del estímulo permanecen constantes) y *cinética* (aquella en la que un estímulo es desplazado a lo largo de un meridiano, desde un área del campo visual en la que no se percibe hasta ser percibido). Esta última es la que se utiliza en el campímetro de Goldmann, uno de los primeros en utilizarse. Una de las principales ventajas de la perimetría cinética es que en pocos minutos se pueden explorar amplias zonas del campo. Sin embargo su principal inconveniente es su falta de reproducibilidad. Es imposible efectuar dos perimetrías cinéticas iguales, la velocidad, dirección y localización del estímulo serán diferentes en cada prueba. Si entre dos series diferentes de campos de un mismo paciente se detectan pequeños cambios, es difícil determinar si estos cambios se deben a una alteración real, o si, por el contrario, representan modificaciones en la forma de realizar la prueba. No aparece, por tanto, como un buen método para el estudio de alteraciones maculares. Sin embargo la perimetría estática automática es, para muchos, el método clínico más sensible para medir el campo visual central (Nichols et al., 1988). A pesar de que algunos autores advierten que en pacientes con escotomas centrales la prueba carece de valor debido a las constantes pérdidas de fijación (Dagnelie y Schuchard, 1992; Sunness et al., 1995a).

Los *perímetros automáticos* estándar están equipados con estrategias especialmente diseñadas para el estudio de los 5 o 10° centrales (como el programa 10-2 del perímetro Humphrey y el g1, el 34 y el 61 del perímetro Octopus) donde los puntos a estudiar se encuentran separados 2° (en lugar de los 4-6° de los puntos de los campos de 25 o 30°) para poder detectar pequeños escotomas. El analizador de campo visual de Friedmann, Mark II (FVFA), que se introdujo en 1979 (Sunness et al., 2000), realiza perimetrías estáticas con múltiples patrones. Utiliza 98 estímulos y 31 patrones para examinar los 25° centrales. Posee una variedad de puntos de fijación

centrales y paracentrales por lo que puede estudiar la función macular y la adaptación a la oscuridad. La pantalla tangente Autoplot fue introducida por Bausch & Lomb (Rochester, New York, USA) en 1967. En este test un estímulo de tamaño y color variables es proyectado sobre una pantalla gris de vinilo situada a 1 m cuya luminancia es de 10.76 lux. Con ella se pueden realizar perimetrías cinéticas. Además algunos autores han desarrollado software diseñado específicamente para la zona macular, como es el SOP de Nichols et al. (1988), el SAPRO (Special Adapting Program) de Octopus y el de Janknecht et al. (1991). Ha de tenerse en cuenta que la iluminación del fondo es distinta en cada perímetro y que ello puede influir en los resultados en el caso de existir cambios en la transmisión de los medios oculares (Klewin y Radius, 1986).

Según el nivel de luminancia del fondo utilizado distinguimos la campimetría mesópica ( $L < 10$  nits) y fotópica ( $L > 10$  nits) (Tablas 3 y 4).

LUMINANCIA MESÓPICA								
Nit	0.001	0.003	0.01	0.031	0.1	0.313	1	3.18
UL psb	5	5.5	6	6.5	7	7.5	8	8.5
Miliambert		0.001		0.01		0.1		1
Apostilb (asb)	0.003	0.01	0.031	0.1	0.31	1	3.14	10
Filtros (perímetro de Tübingen)	55	50	45	40	35	30	25	20

**Tabla 3:** Rango de luminancia mesópica en las distintas unidades utilizadas en la clínica. En rojo se describen los valores de sensibilidad máxima de la mácula. En verde los valores de la perimetría mesópica.

LUMINANCIA FOTÓPICA					
Nit	10	31.8	100	318	1000
UL psb	9	9.5	10	10.5	11
Miliambert		10		100	
Apostilb (asb)	31.4	100	314	1000	3140
Filtros (perímetro de Tübingen)	15	10	05	00	

**Tabla 4:** Rango de luminancia fotópica en las distintas unidades utilizadas en la clínica. En verde se describen los valores de la perimetría fotópica. En rojo los valores de la luminancia de deslumbramiento.

#### 4.7. ANTECEDENTES DE LA MICROPERIMETRÍA

El oftalmoscopio inventado por Helmholtz en 1850 ha constituido la base para la observación del fondo del ojo desde su invención hasta hace tan sólo un par de décadas. El desarrollo de la óptica física permitió crear métodos de escotometría bajo control de fondo cada vez más sofisticados. Durante los años cincuenta sesenta, varios fueron los autores que proyectaban un estímulo sobre el polo posterior gracias a un “Visuscopio” o “Euciscopio” (Kani, 1978). En la actualidad existen oftalmoscopios que van desde el directo, que consiste en una simple fuente de iluminación con una cámara estenopeica, a las cámaras funduscópicas capaces de registrar las imágenes en vídeo. Utilizando estas últimas se desarrollaron los perímetros de fondo que nos proporcionan una visualización del fondo en tiempo real, con la consiguiente precisión a la hora de situar los estímulos, con lo que se puede realizar un correlato anátomo-funcional fiable (Kani et al., 1978, Sunness et al., 1987). Ohta (Kani et al., 1978) lo modificó creando un “fundus-fotoperímetro”. Autores como Kelley (Stürmer et al., 1990) y Makabe (1986) desarrollaron la “láser escotometría” con la cual examinaban la sensibilidad retiniana proyectando un rayo de láser argón-kriptón a través de una lente de contacto. Sin embargo, estos instrumentos tenían varios defectos, pobre calidad de imagen, larga duración de la prueba, análisis manual, difícil calibración y limitación en cuanto a la elección de estímulos y a la intensidad del fondo. Requerían altas intensidades luminosas para la iluminación de la retina, generalmente entre 10-100% de los niveles máximos permitidos, lo cual podría ser aceptable en el caso de sujetos normales, mientras que en los casos de patología podría causar daño ocular “per se”, por lo que se desarrollaron múltiples métodos alternativos para poder correlacionar la morfología retiniana con su función. La técnica del “mapa sobre la fotografía de campo” se basa en la proyección de diapositivas de angiogramas sobre el campo visual central obtenido mediante perimetría cinética (Jalkh et al., 1983). Weiter et al. (1984) realizaron su estudio mediante análisis del campo visual obtenido con el Autoplot sobre el que se proyectaban diapositivas del fondo y/o angiografías. Un método similar de superposición de resultados de perimetrías realizadas con el campímetro “Octopus” sobre angiogramas ha sido descrito por Bell y Feldon (1984) y Nichols et al. (1988). En un estudio exhaustivo utilizando estas técnicas, Bek y Lund-Andersen (1990) dedujeron un algoritmo que permite equiparar distancias angulares del campo visual del perímetro Dicon (Paradigm Medical Industries Inc., Salt Lake City, Utah, USA) con las

lineales de los angiogramas o las fotografías del FO. Pero, tanto en la funduscopía, como en la fotografía convencional, la totalidad de la retina es iluminada a través de la parte externa de la pupila dilatada, mientras que se observa a través de una pequeña parte central de aproximadamente 1/16 del total del área de la pupila. Lo que reduce la cantidad de luz detectable por un factor medio de 16 y limita la calidad de la imagen.

#### 4.8. LA MICROPERIMETRÍA CON SCANNING LASER OPHTHALMOSCOPE (SLO)

En 1980 Webb et al., en el Eye Research Institute de Boston, describieron por primera vez un nuevo sistema para obtener imágenes del fondo de ojo utilizando un láser como fuente de iluminación. Este sistema denominado FSTVO (Flying Spot TV Ophthalmoscope) tenía la particularidad de que permitía iluminar la retina con una intensidad de luz lo suficientemente baja para no dañarla y lo suficientemente alta para poder ser captada por un fotomultiplicador que permitía el examen y la filmación. Al contrario de los oftalmoscopios hasta entonces conocidos que utilizaban la mayor parte del área pupilar para iluminar el fondo, reservando una pequeña zona para la visualización, el FSTVO invertía el tamaño de las áreas. La iluminación se debía a un haz de láser que escaneaba la retina gracias a unos espejos en continuo movimiento. Cada instante es iluminada, por tanto, una pequeñísima porción de retina. La luz era recogida por un sistema de lentes y un tubo fotomultiplicador que acciona un monitor de televisión. Cada píxel del monitor corresponde directamente a un elemento del fondo, y conforme el “spot” recorre el fondo, el haz de electrones lo hace sincrónicamente a lo largo de la pantalla, creando así una imagen del fondo de ojo. El paciente ve un punto luminoso en la rejilla del barrido del láser, y en el monitor aparece el punto correspondiente al estímulo. De esta forma, el FSTVO es capaz de realizar perimetrías y escotometrías mientras se visualiza el fondo de ojo. También sería posible modificar el haz del láser para, en lugar de un punto brillante constante, generar destellos de flash para escotometrías estáticas. La fuente de luz era un láser de Ar-Kr (de más de 100 mW) con longitudes de onda de 502, 514 y 568 nm. Para el rojo se usó un láser de He-Ne (de aproximadamente 6 mW). El sistema permitía una ganancia en la sensibilidad y determinadas manipulaciones de la imagen. Con él se podría ver el fondo de ojo con una iluminación de láser de 20  $\mu$ W, que es aproximadamente una milésima de la iluminación usada por la mayoría de los oftalmoscopios y cámaras de fondo de ojo (Mainster et al.,

1982). Debido a que no se forma una imagen óptica a partir de la luz reflejada, las aberraciones introducidas son irrelevantes.

El sistema fue perfeccionado y se denominó *Scanning Laser Ophthalmoscope* (SLO, Webb y Hughes, 1981). Este nuevo modelo de SLO utiliza un láser de He-Ne para la luz roja y un láser de Ar-Kr para el amarillo, verde y azul. Se limitó la luz total a una potencia de 50  $\mu$ W, que es una irradiación retiniana 10 veces menor que el nivel permitido para visión continua. Incluso si el scanner se detuviese, el haz de láser sería seguro durante 10 segundos (Plesch y Klingbeil, 1988).

Las imágenes de este sistema tenían un bajo contraste debido a que la luz vuelve al detector tras ser dispersada por las opacidades del medio o dispersada en el fondo. En 1984 Cohen mejora el sistema mediante un dispositivo de diafragmas confocales (*SLO confocal*, Le Gargasson, 1996). El término confocal hace referencia al hecho de que la detección tiene lugar en o a través de un punto focal que está siempre conjugado con el foco del punto de iluminación en la retina. Este dispositivo permite elegir la posición y el espesor de la capa de la retina en observación dependiendo del diámetro del diafragma de filtración confocal.

El SLO se ha utilizado en tres campos clínicos distintos, la documentación de las características del fondo con o sin inyección de contrastes, las pruebas subjetivas de función retiniana, entre las que se encuentra la microperimetría y como estimulador en el ámbito de la electrofisiología. Además, gracias a la capacidad de observar el fondo del ojo con niveles de luz que blanquean los fotopigmentos sólo mínimamente, el SLO puede convertirse en un densitómetro retiniano.

El SLO utiliza un láser colimado enfocado por el ojo en un punto de la retina que tiene un tamaño de 10 a 15  $\mu$  de diámetro. La luz reflejada por la retina, normalmente entre 3-5% de la incidente, es recogida a través del 95% de la pupila externa (Plesc et al., 1986). Esta iluminación maxwelliana (Tabla 5) precisa una intensidad mucho menor, ofrece la ventaja de estar poco influenciada por las opacidades de los medios y los defectos de refracción y elimina los efectos de las variaciones del diámetro pupilar. El láser ilumina la retina y la va barriendo secuencialmente lo que termina conformando una imagen bidimensional en tiempo real de la retina que permite visualizar el fondo de ojo y el estímulo que se está utilizando. Los estímulos se generan por una modulación de la intensidad del rayo del láser. Estas características hacen que la imagen generada con el SLO sea de buena calidad y el estímulo se localiza exactamente sobre el punto retiniano

deseado (Van de Velde, 1991). Con el SLO se pueden detectar escotomas de hasta 0,3° de diámetro.

Desde el punto de vista óptico, el aparato se caracteriza por una notable profundidad de campo, la posibilidad de atravesar opacidades de medios y el empleo de una longitud de onda roja que le permite resaltar el contraste de estructuras subretinianas. Así, la microperimetría realizada con el SLO elimina algunos de los problemas clásicos de esta técnica, como son las distorsiones ópticas, la fijación inestable y el alineamiento. Es más, la microperimetría con SLO ha superado muchos de los inconvenientes de las cámaras funduscópicas (Van de Velde et al., 1992).

Hay varios factores que tienden a distorsionar la determinación de los límites de los escotomas. Los “drift” y los movimientos sacádicos que aparecen durante la fijación visual tienden a aumentar en magnitud durante la perimetría. El incremento en la magnitud del “drift” se debe a la necesidad de mantener la fijación durante dilatados periodos de tiempo (10-30 min.) lo que da como resultado fatiga y adaptación central, causando nistagmus. El incremento en la magnitud de las sacadas se debe a la incapacidad por parte del sujeto de suprimir la respuesta natural a mirar hacia los estímulos presentados en la periferia. Además, la necesidad de tomar decisiones sobre estímulos umbrales induce un estrés excesivo que contribuye a desestabilizar la fijación. Katz y Sommer (1988) encontraron que más del 20% de los sujetos normales que realizaron una perimetría con el Humphrey tuvieron pérdidas de fijación. Todo ello unido a la incapacidad de control de la fijación hace que la mayoría de los autores prefieran la microperimetría a la perimetría computerizada convencional para el estudio de las distintas patologías maculares (Rohrschneider et al., 1997; Fasce et al., 1996; Van de Velde et al., 1990a; Varano y Scassa 1998). Según Eizeman et al. (1992) los métodos convencionales para controlar la fijación durante la realización de una perimetría, como, por ejemplo, directamente a través de un telescopio en el Goldmann, por un monitor de vídeo en el Octopus o por una monitorización indirecta con la técnica de Heil-Krakau que verifica el punto ciego en el Humphrey, no pueden detectar pérdidas de fijación de menos de 5-6°. De hecho en un trabajo presentado por Stepanik en 1986 la mancha ciega puede, con la perimetría convencional, ser interpretada como un escotoma relativo. Además la proporción del parpadeo aumenta conforme el test progresa como indicativo de fatiga.

Realizando la microperimetría con el SLO muchos de estos problemas pueden resolverse. Al poder compensar los movimientos oculares se reduce el error de localización de los escotomas (Culham et al., 1992a). Gracias a su modulador óptico-acústico, se puede modificar la intensidad del láser

(Nasemann, 1991) y los estímulos pueden variarse incluyendo su forma, animación (para uso pediátrico), tarjetas de fijación y de agudeza visual, palabras para leer, etc. (Van de Velde, 1991; Culham et al., 1992b). Se puede observar si se producen cambios durante la exploración y eliminarlos mediante la solicitud al paciente de que parpadee, instilarle gotas en los ojos, etc. También se pueden corregir objetivamente las ametropías: cuando la retina está en foco sobre el monitor también lo estará el estímulo. Y por último, se pueden evitar algunas opacidades de medios durante el examen y el diámetro pupilar no es una variable importante para calcular las intensidades del fondo y del estímulo. Otra de las posibilidades que nos proporciona la microperimetría es la de medir el área de fijación.

Característica	Perimetría CONVENCIONAL	MICOPERIMETRÍA SLO
FONDO	Fotópico 10-70 Td	Fotópico 50-87000 Td
ESTÍMULO	Rango incremento 1,8-2,4 log	Incremento/decremento 1,8 log
ILUMINACIÓN	Newtoniana	Maxwelliana
	Campo completo (180°)	Barrido de láser (64x48°)
CONTROL INTENSIDAD	Condensador y filtros ND (densidad neutra)	Modulador optoacústico y filtros ND
FUENTE LUMINOSA	Blanca	Monocromática
	Halógena-incandescente	Láser
	Tungsteno 3000-3200 °K	633 nm
	Reflector difuso	Iluminación directa

**Tabla 5:** Diferencias entre la perimetría convencional y la microperimetría con el SLO (Gómez-Ulla et al., 1994).

Existen diversas técnicas para realizar microperimetrías con el SLO. En la *microperimetría cinética* la estrategia utilizada es similar a la del perímetro de Goldmann (Timberlake et al., 1986; Koenig et al., 1990, Rohrschneider et al., 1995a). En la *microperimetría estática automática*, el software presenta en la región definida de mayor interés un número predeterminado de puntos de examen, siendo la intensidad luminosa del estímulo automáticamente cambiada dependiendo de las respuestas del paciente. Los movimientos oculares son controlados por un seguimiento directo del fondo. En la *microperimetría híbrida manual* (Van de Velde et al., 1990b) la posición del estímulo, tamaño e intensidad son controlados por el examinador que lo sitúa en el fondo bajo vigilancia visual. En general moveremos el estímulo de una zona que ve a otra que no ve. Podemos

cambiar la intensidad en un determinado punto y compararlo con zonas simétricas o vecinas de la retina. En el algoritmo el primer estímulo es supraumbral aumentando o disminuyendo su intensidad dependiendo de si ha sido visto o no. Cada una de las imágenes de vídeo no es grabada directamente ya que la fijación puede cambiar, por lo que se han de introducir las coordenadas de un punto de referencia común a todas las imágenes incluida la final. Esto se realiza localizando con el cursor un punto común de referencia cada vez que un estímulo ha sido presentado. Una vez terminada la exploración se presenta un mapa de sensibilidades y de estabilidad de la fijación.

Recientemente se han introducido nuevas modificaciones en el software del SLO para realizar microperimetrías, como el paquete de microperimetría de Aachen u otras modificaciones como la de Doelemeyer et al. (1998) que utiliza un nuevo algoritmo capaz de lograr un rastreo del fondo en tiempo real, lo que permite aumentar la resolución de la rejilla utilizada para la prueba e incrementa la fiabilidad de los resultados obtenidos, especialmente en pacientes con pérdidas de fijación. También Doelemeyer et al. (1998) han desarrollado un algoritmo que detecta automáticamente la posición del fondo previamente a la presentación del estímulo y sigue los movimientos del ojo. Van de Velde et al. (1992) utilizaron la microperimetría de alta iluminación para blanquear todo el fotorreceptor (2 min de preadaptación, test 144.000 Td, 200 ms, 21 min de arco), con una escala agrupada según una proporción del 5% de contraste. Según Van de Velde et al. (1993) la microperimetría utilizando niveles escotópicos de luz, combinada con una adaptación previa a la oscuridad sería útil para la valoración clínica de la integridad del complejo formado por el epitelio pigmentario y los fotorreceptores, para permitir una temprana predicción o como un indicador de la existencia de membranas neovasculares con implicaciones para el tratamiento láser. Las alteraciones que aparecen pueden indicar una disfunción del epitelio pigmentario, reducción de la concentración de fotorreceptor, o desalineación de los fotorreceptores con el efecto Stiles-Crawford. Remky et al. (1995) realizaron perimetrías estáticas utilizando azul sobre amarillo en pacientes con DMAE basándose en estudios previos que habían detectado una disminución de la sensibilidad de los conos para las longitudes de onda corta. Otros autores como Horiguchi et al. (1998) han utilizado la microperimetría modificada con un filtro de Wratten. Esta técnica puede medir el tiempo de recuperación post-deslumbramiento (PSRT) en el área extrafoveal y gracias a unas ecuaciones se obtiene más información que con el PSRT convencional o asociado a PEV, especialmente en los casos con lesiones fuera de la fóvea. Otros nuevos

instrumentos, además del SLO, han sido introducidos en el mercado para realizar microperimetrías como es el MP1 (Nidek Inc., Italia) (Rohrschneider et al., 2003).

Desde la salida al mercado del SLO se han realizado múltiples estudios comparativos con otras técnicas de exploración macular, sobre todo con la perimetría computarizada convencional. La mayor eficacia de la microperimetría con SLO para la determinación de escotomas sobre la exploración con la rejilla de Amsler ha sido puesta de manifiesto por Schuchard (1993). Este autor ha observado que cuando el escotoma tiene un tamaño inferior a  $6^\circ$ , en un 82% de los casos no es detectado por la rejilla de Amsler, mientras que sí lo es mediante escotometría. Además el 80% de los pacientes con escotomas centrales con afectación foveolar situaron el centro de la rejilla de Amsler en la nueva pseudofóvea lo que podría inducir a error en la detección, tamaño y localización de los escotomas (Schuchard, 1992a). Para Timberlake et al. (1986) los diámetros de los escotomas medidos con el SLO y microperimetría cinética eran del 3 al 30% mayores que con una pantalla tangencial.

Ring et al. (1992) estudiaron 22 ojos con el programa 30-1 del perímetro Humphrey y después con el SLO en 25 puntos predeterminados. La sensibilidad media fue de 10,3 dB con el SLO y 30,3 con el Humphrey. En el área foveal fue de  $19,1 \pm 1,3$  dB y  $36,5 \pm 1,4$  dB respectivamente. Se necesitaron  $8,1 \pm 0,5$  estímulos con el SLO y  $5,3 \pm 0,4$  con el Humphrey por lo que el tiempo de la prueba fue de unos  $100,2 \pm 14,4$  s con el primero y  $10,8 \pm 1$  s con el segundo. Sin embargo Rohrschneider et al. (1994a) afirman que el uso del SLO supone una disminución de 5 a 10 veces del tiempo de duración de la perimetría. Schneider et al. (1993b) compararon en 4 pacientes con distintas alteraciones maculares, los resultados obtenidos con el Humphrey y los de la microperimetría, encontrando que ésta última era cualitativamente superior en cuanto a precisión a la hora de detectar la extensión y profundidad de los escotomas. Lambrou et al. en 1995 presentaron también sus resultados, según los cuales comparado con el SLO los resultados del Humphrey eran unos 7 dB mayores. El mismo resultado obtuvieron Espana et al. (1996) tras realizar un estudio comparativo de la sensibilidad retiniana diferencial con SLO y perimetría automatizada en 14 sujetos normales de 29 años de edad media. Los valores del SLO fueron 7 dB de media menores que los del Humphrey. El intervalo de confianza medio del SLO es de 0,5 dB, mientras que el del Humphrey es de 0,9, lo que indica una mayor fiabilidad del SLO, debido a la vigilancia continua del examinador, pudiéndose ignorar las respuestas no fiables.

Según un estudio llevado a cabo por Andersen (1996) la sensibilidad media en cualquier punto de la retina de cualquier paciente es aproximadamente 7 dB menor medida con el SLO (tamaño del estímulo GIII y una iluminación de fondo de  $10 \text{ cd/m}^2$ ) que con el programa macular M1 del Octopus, para estímulos de tamaño GIII y una iluminación de fondo de  $1,27 \text{ cd/m}^2$ . Según Rohrschneider et al. (1994b) la diferencia en la sensibilidad media sería de  $8 \pm 3$  dB con el programa 38 del Octopus 500, debido, en parte, a que cada píxel se ilumina durante una mínima fracción de tiempo ( $5 \times 10^{-8}$  s) sin alcanzar el nivel de Talbot correspondiente al nivel de luminancia de luz continua. Becker et al. (1995) realizaron microperimetrías con SLO obteniendo una sensibilidad media de 18,05 dB en la primera década y un decremento de la sensibilidad de 0,55 dB por década alcanzando los 12,03 dB en la novena década. Mientras que con el programa 38 del Octopus 500 la sensibilidad media se encontraba en 30,8 dB en la primera década y decrecía 1 dB por década. Guhlmann et al. (1995) estudiaron 4 ojos con el programa G1 del Octopus y con SLO (programa versión 1.51) en el meridiano horizontal con 5 tamaños de estímulo y 10 luminancias. Como conclusión recomiendan el uso del estímulo más pequeño con una luminancia media de 4 a 6 dB para determinar exactamente los bordes de los escotomas en el área central. El resto de los estímulos de mayor luminancia dan lugar a una infraestimación del tamaño real del escotoma, probablemente debido a dispersión de la luz.

Legge et al. (1985) estudiaron la psicofísica de la lectura en pacientes de baja visión encontrando que el factor aislado más importante en la lectura de dichos pacientes es la integridad del campo visual central. Los pacientes con escotomas centrales leen menos de 70 palabras/minuto y necesitan unos caracteres escritos de 12 a  $24^\circ$  de tamaño. Según un estudio realizado por Teschner et al. (1993), utilizando el SLO, en pacientes con escotomas maculares la velocidad de lectura disminuye del 50 al 80% y aumenta el número de movimientos sacádicos hasta 15 por línea. Además se producen frecuentes titubeos (de 1 a 5 por línea) mientras que en los sujetos normales tan sólo aparecen ante palabras difíciles o incorrectas. Algunos pacientes muestran movimientos sacádicos verticales correctores que disminuyen en número e incluso desaparecen al aumentar el interlineado a 2,5 cm. Los pacientes con un escotoma absoluto central suelen desarrollar una nueva área de fijación, generalmente a unos  $3$  a  $6^\circ$  por encima del margen de la lesión visible. Algunos presentan dos áreas distintas de fijación excéntrica que utilizan alternativamente, por lo que el proceso de lectura se ve deteriorado puesto que el continuo cambio del área de fijación supone una

pérdida de tiempo y se acompaña de movimientos sacádicos verticales correctores. Para Lei y Schuchard (1997) las áreas de fijación tienden a desplazarse por debajo o a la izquierda del escotoma. Esto último coincide con los resultados publicados por Guez et al. (1993) en pacientes con escotoma central bilateral, cuya área de fijación (PRL de la literatura inglesa) se encontraba en la hemirretina temporal en ojos derechos y en la nasal en los izquierdos (siempre en el campo visual izquierdo). En 1995 realizaron el mismo estudio en pacientes árabes encontrando que éstos presentaban el área de fijación en el campo visual derecho (hemirretina temporal en los ojos derechos y nasal en los izquierdos). Ambos trabajos sugieren que el área de fijación está determinada por los hábitos de lectura del paciente.

Maino (1995) señala que gracias a la capacidad del SLO de delinear los escotomas, y por tanto los islotes de visión residual, así como de determinar el punto de fijación su excentricidad y variabilidad, es un instrumento de enorme utilidad en la rehabilitación de los pacientes con baja visión. Se puede presentar un texto para determinar la habilidad de lectura en distintas áreas retinianas (Culham et al., 1992b). En los pacientes con baja visión la estabilidad de fijación es menor de lo normal (Timberlake et al., 1986). Los autores no encontraron que la precisión de fijación sea edad dependiente, si bien sí que se han demostrado déficits de agudeza visual dependientes de la edad (Greene y Madden, 1987). De los pacientes estudiados, 3 fijaban con la fovea normalmente a pesar de estar la función foveolar alterada según reflejaba su agudeza visual, 4 con escotomas centrales absolutos fijaban extrafovealmente, y de ellos los 2 con DMAE presentaban una ejecución dentro del rango normal, no así los 2 afectos de alteraciones maculares juveniles.

## **HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**



## **HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La sensibilidad retiniana disminuye progresivamente desde el punto central de la retina en la fovea. Estos cambios de sensibilidad se han explorado tradicionalmente mediante técnicas indirectas, como la perimetría estática y dinámica, que permiten un estudio grosero de la sensibilidad de la retina, pero no nos permiten una correlación con el punto anatómico exacto que estamos examinando. La posibilidad que tenemos actualmente de disponer de métodos exploratorios para examinar punto por punto la sensibilidad de la retina central al mismo tiempo que observamos el fondo de ojo podría ser de gran valor y de aplicación clínica si conseguimos que la exploración sea fiable y podamos identificar zonas que señalen puntos de igual nivel de sensibilidad.

Al estudiar punto por punto, y bajo control directo del fondo de ojo, la sensibilidad luminosa de la retina podríamos conocer en situaciones patológicas aquellas zonas que están dañadas con pequeños escotomas, bien absolutos o relativos, y de esta forma separarlas de las zonas sanas. Esto sería útil para poder respetar éstas últimas en tratamientos selectivos con láser.

## **OBJETIVOS GENERALES**

1. Estudiar la sensibilidad luminosa retiniana central usando microperimetría con el SLO, en función de la excentricidad, y trazar isópteras que unan puntos de similar sensibilidad.
2. Determinar las isópteras normales y sus variaciones con la edad, sexo y entre ambos ojos del mismo individuo.
3. Estudiar los cambios que se producen en el área de fijación y en la sensibilidad luminosa retiniana en determinadas enfermedades de la mácula, y después del tratamiento con láser focal.



## **MATERIAL Y MÉTODOS**



## 1. GRUPOS MUESTRALES

### 1.1. SUJETOS NORMALES.

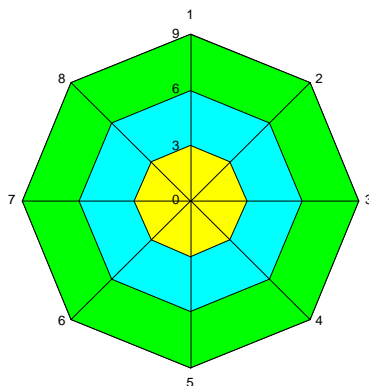
Se han realizado microperimetrías en 120 ojos de 100 sujetos, 60 ojos de 50 mujeres y 60 de 50 hombres, siendo 60 ojos izquierdos y 60 derechos. Las edades comprendidas en el estudio se encontraban entre los 20 y los 79 años, distribuidas en tres grupos de 40 pacientes cada uno y que correspondían a los intervalos de 20 a 39, de 40 a 59 y de 60 a 79 (Tabla 6). Todos ellos dieron su consentimiento para realizar este estudio. Previo a la realización de la microperimetría se llevó a cabo un examen oftalmológico completo que incluía agudeza visual de lejos y cerca, medición de la presión intraocular y examen del fondo de ojo. Debido a que los factores de conversión a la hora de realizar mediciones dependen de propiedades ópticas del ojo, se excluyeron ametropías de más de 2 dioptrías esféricas y de 1 dioptría de astigmatismo. La agudeza visual fue mayor o igual a 0,700 en todos los ojos incluidos en el estudio. Se descartaron alteraciones cromáticas en el eje rojo-verde mediante las láminas de Ishihara. Ningún paciente tenía antecedentes de enfermedades o cirugías oculares. La perimetría se realizó bajo cicloplegia con el fin de asegurar condiciones ópticas estables que no interfirieran con el sistema de proyección Maxwelliana del SLO, cuyo haz luminoso a la altura del plano pupilar, presenta un diámetro de 2 mm. Teniendo presente que la dilatación no parece influenciar la sensibilidad foveal (Herse, 1992).

EDAD	HOMBRES		MUJERES	
	OD	OI	OD	OI
20-39 años	10	10	10	10
40-59 años	10	10	10	10
60-79 años	10	10	10	10

*Tabla 6: Distribución de la muestra de sujetos normales.*

En la figura 11 se esquematiza la estrategia del estudio en sujetos normales. Hemos estudiado la sensibilidad al contraste en tres anillos concéntricos que denominamos según su excentricidad: **A**, con un radio de 0 a 3°, **B**, con un radio de 3 a 6°, y **C**, con un radio de 6 a 9°; que corresponde aproximadamente a la región anatómica perifoveal (Bishoff et al., 1995). En

cada una de estas áreas hemos estudiado 8 ejes equidistantes en 45°: **1**: superior, **2**: nasal superior, **3**: nasal, **4**: nasal inferior, **5**: inferior, **6**: temporal inferior, **7**: temporal y **8**: temporal superior.



***Figura 11:** Anillos concéntricos. A en amarillo abarca de 0 a 3 grados, B en azul de 3 a 6 grados y C en verde de 6 a 9 grados. Ejes estudiados 1: superior, 2: nasal superior, 3: nasal, 4: nasal inferior, 5: inferior, 6: temporal inferior, 7: temporal y 8: temporal superior.*

## 1.2. GRUPOS CON PATOLOGÍAS

Se han estudiado un total de 67 ojos con patología macular que comprendía 23 agujeros maculares, 8 membranas neovasculares coroideas (MNC), 5 coroidopatías centrales serosas (CCS), 15 ojos con drusas blandas maculares y 15 ojos con edema macular diabético.

## 2. MICROPÉRIMETRÍA

### 2.1. SLO

Se ha utilizado el paquete de software para microperimetría Scotometry 1.1 del SLO modelo 101 de la casa Rodenstock (Munich, Alemania) cuyas especificaciones técnicas se muestran en la Tabla I del Anexo. En cuanto a los parámetros utilizados en la microperimetría (Tabla 7), señalar que el

tamaño de la trama de láser sobre la retina se controla electrónicamente. Se pueden seleccionar dos tamaños de campo de 20° y 40°. El campo aumenta o disminuye con una simple magnificación óptica. El área retiniana mostrada mide 33°x21° en el campo de 40° y 16°x12° en el campo de 20°. Cada píxel representa un área retiniana de 5,4x4,3 minutos de arco. La imagen digitalizada tiene 256 niveles de grises (8 bits de nivel de grises por punto) (Eisner et al., 1991). La sincronización entre el barrido del láser, el de la lectura del fotomultiplicador y el del monitor hace también que la luminancia necesaria sea muy baja. Dado que la luz utilizada es monocromática, el fotomultiplicador genera únicamente imágenes en blanco y negro. Esto hace posible que exista un solapamiento de sólo un 0.01% entre el filtro excitador y el filtro barrera, 50 veces mejor que el solapamiento del 0.5% de las cámaras funduscópicas.

Al estar equipado con varias fuentes de láser, el SLO permite visualizar el fondo mediante una de intensidad constante, generada por un diodo infrarrojo de 780 nm, que evita la miosis y la estimulación luminosa de la retina y que, por tanto, no es percibida por el paciente. Para generar el estímulo utiliza una segunda fuente de láser, visible y modulada, permitiéndonos realizar microperimetrías mientras se visualiza el área retiniana estudiada (Van de Velde et al., 1990). Utilizamos el término microperimetría, prefiriéndolo al de escotometría, ya que estas técnicas nos permiten estudiar la pérdida funcional directamente sobre lesiones o estructuras del fondo del ojo en el rango de 100  $\mu$ W y un tamaño de 10 a 15  $\mu$  (Jalkh, 1991). La microperimetría se realiza con una apertura confocal C2 y se puede hacer en condiciones fotópicas, escotópicas o mesópicas dependiendo del software utilizado. Nosotros la llevamos a cabo bajo condiciones mesópicas (luminosidad del fondo de 1  $\text{cd}/\text{m}^2$ ). El paciente fija una cruz mientras un estímulo se proyecta sobre el punto retiniano en el que deseamos explorar la sensibilidad. La cruz y el estímulo son generados por un láser de He-Ne. El punto de estimulación se puede modificar en intensidad, área y forma. El tiempo de exposición del estímulo es de 200 ms, que es ligeramente más corto que el tiempo del reflejo optomotor. Con ello evitaremos el movimiento sacádico que se produce después de la percepción del estímulo. Esto es importante, pues así se estabiliza la fijación evitando falsos errores. Todo ello permite dibujar una o más isópteras de los límites del escotoma estudiado, que generalmente se corresponde con un área de lesión retiniana. Después de una exploración detallada, el ordenador del SLO realiza una composición gráfica que dibuja los puntos estimulados sobre el fondo del ojo. Esta composición permite correlacionar una

exploración funcional como es la microperimetría, con la visualización de la lesión en el fondo de ojo. La resolución alcanzada por este método permite detectar escotomas de un mínimo de 18 minutos de arco. Esta resolución permite la determinación con gran exactitud del área de escotoma absoluto y relativo del defecto considerado.

PARÁMETRO	VALOR SLO
Campo	40°= 33° x 21°
Iluminación del fondo	1 cd/m <sup>2</sup>
Cruz de fijación	Tamaño: 1,5° x 1,5° (36 x 36 min arc) Luminancia: 15 cd/m <sup>2</sup>
Tamaño del estímulo	6x10 píxeles $\cong$ 0,38° x 0,41°=20 x 26 min arc
Intensidad del estímulo	Luminancia del estímulo no atenuado = 72 cd/m <sup>2</sup>
Tiempo de duración del estímulo	200 ms
Intervalo inter-estímulo	mínimo 1 s
	He-Ne: 16

**Tabla 7:** *Parámetros de la microperimetría realizada con el SLO.*

De acuerdo con la calibración radiométrica realizada utilizando el monitor TD2-A (PHIR, New York, USA) para evaluar la potencia de los láseres, los cambios de iluminación del fondo y de la intensidad del estímulo son menores al 5% y se deben a cambios en la emisión del láser de He-Ne. Un cambio en la diferencia relativa entre el estímulo y el fondo, por ejemplo en el contraste, llega a menos del 1%, lo que se debe a la precisión del modulador óptico-acústico (Rohrschneider et al., 1995c). La potencia del láser, así como la curva de modulación del modulador óptico-acústico, puede ser diferente para cada SLO. Para comparar instrumentos, se requiere una nueva calibración.

El SLO confocal ilumina la retina con una señal estándar de vídeo RS 170A, formada por un haz de láser de 12  $\mu$  de diámetro con un patrón en gradilla. A la hora de realizar la microperimetría se aplican dos láseres sincrónicamente: el infrarrojo-diodo de una longitud de onda de 780 nm, se utiliza para obtener la imagen del fondo, mientras que el He-Ne, de una longitud de onda de 633nm se utiliza para iluminar el fondo (10 cd/m<sup>2</sup> =100 Troland), crear el punto de fijación (una cruz de 1,5°x1,5°) y generar los estímulos. La intensidad del haz de láser es reajustada para cada píxel por un modulador controlado por computadora y por un filtro de densidad neutra.

La intensidad del estímulo puede variarse en pasos de 1 dB de 0 a 28 dB, donde 0 dB representa la máxima luminancia ( $72 \text{ cd/m}^2$  o  $1,42 \mu\text{W}$ ) y 28 dB suponen el 13,5% de la luminancia máxima. Cada dB se corresponde con una letra del alfabeto según se muestra en la Tabla II del anexo.

El diámetro del estímulo era de  $0,38 \times 0,41^\circ$  ( $6 \times 10$  píxeles) horizontal y vertical respectivamente. El tiempo de presentación del estímulo fue de 200 ms. Una marca se coloca sobre una referencia anatómica del fondo (normalmente una bifurcación de un vaso), lo cual permite a la computadora calcular el verdadero punto de fijación, así como la actual localización del estímulo (Rodenstock, instrucciones del SLO). Después de que se ha definido la posición de la marca, y tras un intervalo de 1 s, se puede presentar un nuevo estímulo. Se presentaron al sujeto alrededor de un 5% de falsos positivos y negativos. Los falsos positivos se prueban con el sonido que normalmente precede al estímulo, pero sin proyectarlo. Los falsos negativos presentando un estímulo supraumbral en un punto ya examinado. Sólo se incluyeron aquellas microperimetrías con menos de un 20% de falsos positivos o negativos. La estabilidad del punto de fijación se cuantificó midiendo el área que comprendía al 75% de los puntos de fijación obtenidos durante la prueba. Puesto que existen movimientos oculares fisiológicos de una amplitud de hasta dos grados ante la presentación de un estímulo (Dagnelie y Schuchard, 1992), y según la bibliografía la estabilidad de la fijación no se ve alterada con la edad (Kosnik et al., 1986, Rohrschneider et al., 1995 a), se consideró fijación estable a la que no superaba un diámetro de  $2^\circ$  en ninguno de los ejes.

La localización de los estímulos se determina moviéndolos, bajo control visual directo a través de la pantalla del monitor, alrededor del fondo con un ratón convencional de ordenador. Cualquier activación del botón de respuesta accionado por el paciente en los 2 s posteriores determina si el estímulo se registra como visto o no. Cada presentación del estímulo va seguida del ajuste que el examinador realiza de la cruz de referencia sobre un mismo punto anatómico. Los movimientos oculares se detectan, así, con facilidad en la pantalla del monitor, permitiendo la corrección de los mismos y el poder rechazar los test realizados en un lugar diferente al deseado o que se presentaron durante un movimiento sacádico. Todo lo cual permite examinar la sensibilidad en un punto determinado del fondo con absoluta confianza.

La orientación derecha-izquierda de las imágenes del SLO es idéntica a la orientación en espacio del campo visual. La orientación inferior-superior de las imágenes del SLO es la contraria relativa al espacio del campo visual.

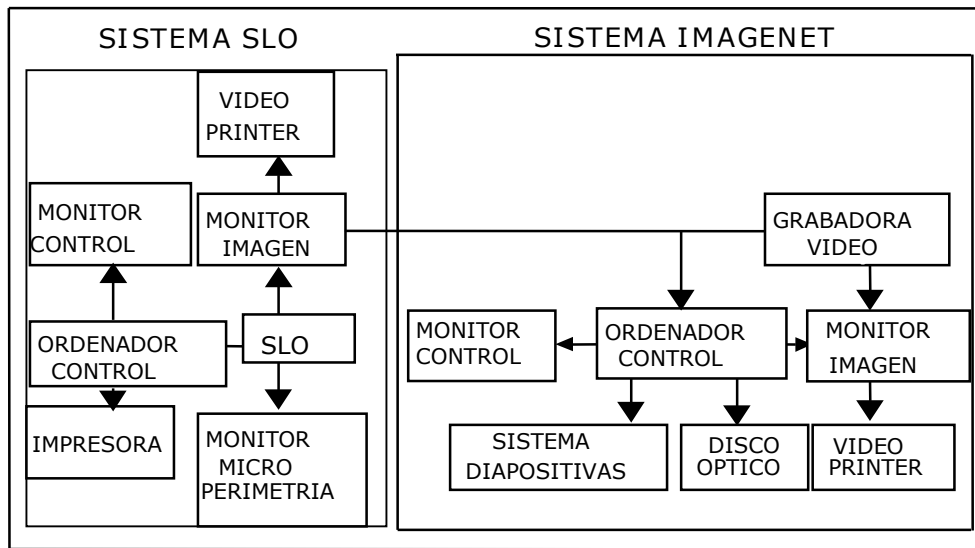
La dirección se especifica por la orientación en el espacio del campo visual. Para la izquierda o la derecha es idéntica a las fotografías del fondo, en cuanto a superior o inferior es lo contrario.

## 2.2. DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES

La señal del SLO se digitalizó utilizando los sistemas de imagen digital Imagenet (Topcon Corporation, Tokio, Japón) modelos H512 y H1024. Contienen múltiples componentes integrados, incluyendo cámaras de vídeo, monitores, aparatos de grabación de imagen y sistemas de procesado y almacenaje de imágenes (Figura 12).

Las imágenes obtenidas con el SLO son analógicas. La digitalización de imágenes consiste en la conversión de imágenes en formatos digitales que permiten ser introducidos en un ordenador. Exige la subdivisión del conjunto de una imagen óptica en pequeños cuadrados adyacentes llamados píxeles (Marín et al., 1994). En la medida que los píxeles son más numerosos, la definición de la imagen será mayor. El proceso de digitalización se lleva a cabo en una placa electrónica conectada a un ordenador. Cada color elemental llega a la placa desde la cámara por un canal diferente. Cada uno de estos canales contiene información en forma de voltaje sobre la luminancia que tiene su color correspondiente en el píxel de la placa fotosensible que está siendo "barrido" en ese momento. El valor voltaje de ese punto es transformado en unos pocos microsegundos en un valor digital con un nivel de grises que habitualmente oscila entre 0 y 256. Normalmente, las placas de digitalización instaladas en los ordenadores contienen una matriz de 640x480 píxeles. La propia tarjeta digitalizadora se encarga de ajustar el número de píxeles de la cámara al de la tarjeta en el caso de no ser iguales (Stürmer et al., 1990).

Las imágenes son almacenadas en la memoria y mostradas simultáneamente para la evaluación en el monitor de vídeo de alto contraste y alta resolución (512x512 o 1024x1024). El disco duro del ordenador se usa para el almacenamiento temporal de las imágenes. Las imágenes se graban en un disco óptico. Cada disco óptico puede almacenar unas 940 imágenes. El proceso de recuperación de las imágenes es sencillo y la recomposición de la imagen se realiza en sentido inverso a como fue su digitalización. Se puede utilizar una videoimpresora para obtener copias en papel de las imágenes almacenadas. Usando el disco óptico y los programas de mejora y análisis de imagen, se pueden evaluar y comparar imágenes de diferentes fases del estudio o imágenes de otras pruebas.



*Figura 12: Vista general y representación esquemática de la interconexión de todo el hardware utilizado.*

### 2.3. MEDICIONES

En el presente estudio se han utilizado para la medición los programas Imagenet y AutoCAD (Autodesk, Inc., San Rafael, California, USA). La imagen obtenida por la microperimetría corresponde a la proyección de una superficie esférica de un campo de  $40^\circ$  sobre un plano. Las mediciones obtenidas utilizando los programas mencionados se realizaban en grados, lo cual es una magnitud física inapropiada para la medición de longitudes y/o áreas. Entre las opciones se encontraban los milímetros (mm) o los píxeles como unidades de longitud, y los  $\text{pixels}^2$  o los  $\text{mm}^2$  para la medida de área sobre la imagen plana o bien los  $\text{mm}^2$  sobre la propia superficie esférica; e incluso los estereorradianes como medición angular adimensional. A la hora de optar por unas unidades se decidió utilizar los mm y  $\text{mm}^2$  respectivamente. Para transformar las unidades obtenidas en mm y  $\text{mm}^2$  revisando la bibliografía la mayoría de los autores utilizaban una equivalencia según la cual  $1^\circ$  equivale a  $300 \mu$ . Teniendo en cuenta que la distancia entre el borde temporal de la papila y el centro de la fovea es de 3000 micras (Lowestein et al., 1998) utilizamos la fórmula  $\text{Arco} =$

$(\pi \cdot \text{radio} \cdot \alpha) / 180$ . De donde sustituyendo las variables conocidas (arco y  $\alpha$ ) obtenemos el radio y con él para un ángulo de  $1^\circ$  obtenemos la equivalencia en micras a aplicar en las mediciones de cada paciente. Como comprobación del método se realizaron mediciones de los grandes vasos al salir de la papila y encontramos que al sustituir los grados por la equivalencia individual de cada sujeto el valor era muy aproximado a las  $123 \pm 12 \mu$  descritas en la bibliografía (Dichtl y Mardin, 1998), en cambio utilizando las 300 micras los valores obtenidos son mucho mayores.

Los decrementos o incrementos de la sensibilidad se han obtenido haciendo el porcentaje de la diferencia de la sensibilidad del paciente con la media de la sensibilidad para su mismo grupo de edad y a la misma excentricidad. En los pacientes con patología se comparó la sensibilidad en la zona lesionada con el resto de la retina de su mismo anillo de excentricidad y que no se veía afecta.

#### 2.4. TRATAMIENTO DE LAS IMÁGENES

Para la representación gráfica de los escotomas y su profundidad se trataron las imágenes digitalizadas con el programa Paint Shop Pro 5.01 (Jasc Software Inc., Eden Prairie, Minnesota, USA) y AutoCAD edición 14.0.

### 3. DISEÑO DEL ESTUDIO

#### 3.1. SUJETOS NORMALES

Nuestra estrategia de examen en los pacientes normales se ha basado en un patrón en estrella de 8 brazos (Figura 11). En primer lugar se determinó el estímulo de menor intensidad detectado por el paciente. Los estímulos más tenues se presentaron lo más próximos posible a la cruz de fijación y en posiciones cada vez más excéntricas (de grado en grado) hasta que el estímulo dejaba de percibirse al menos dos veces, momento en el cual presentábamos un nuevo estímulo 2 dB menor. De esta manera avanzamos hasta un máximo de  $15^\circ$  en los meridianos horizontales, en los diagonales y en los verticales, dependiendo de la duración de la prueba, de la colaboración del paciente y de la estabilidad del punto de fijación. En todos

los test el tamaño del estímulo fue GIII (120  $\mu$ ) y la intensidad de fondo de 1  $\text{cd/m}^2$ . Este tipo de estrategia ha sido denominada híbrida ya que combina elementos de la perimetría cinética y estática: el estímulo se presenta mediante flashes estáticos, pero los sucesivos flashes se mueven progresivamente por la retina para crear isópteras.

Los pasos llevados a cabo en una microperimetría de un sujeto normal son como siguen:

1. *Toma de la imagen del fondo.* El ojo se alinea con el aparato indicándole al sujeto que mire a la cruz de fijación.
2. *Elegir la referencia anatómica.* Normalmente la bifurcación de un vaso, aunque también puede ser algún punto definido de la lesión del fondo. Hay que tener en cuenta que ha de ser visible incluso si el paciente realiza movimientos oculares.
3. *Elección del patrón del test.* Nuestra estrategia de examen en los pacientes normales se ha basado en un patrón en estrella de 8 brazos. Para situar los puntos sobre el fondo nos ayudamos de un acetato con una rejilla milimetrada y la estrella dibujada sobre ella.
4. *Comienzo de la prueba,* con el sujeto adaptado al fondo tras 3 a 5 minutos y aleccionado sobre la sistemática de la prueba y mirando de nuevo a la cruz de fijación.
5. *Presentación del estímulo.* Los primeros estímulos se localizan arbitrariamente sobre alguno de los 8 ejes utilizando intensidades cada vez menores a partir de la máxima para que el paciente se familiarice con la prueba.
6. *Respuesta del sujeto.* La percepción del estímulo por parte del paciente se señala con un testigo sonoro que el sujeto aprieta.
7. *Recolocar la cruz de referencia* sobre la referencia anatómica.
8. *Aceptar o descartar el test.* El ordenador ofrece la posibilidad de registrar o no cada uno de los test.
9. *Repetir los pasos 5, 6, 7 y 8.* En primer lugar se determina el estímulo de menor intensidad detectado por el paciente. La intensidad luminosa se aumenta en 2 dB tras una respuesta correcta o se disminuye 1 dB si el estímulo no ha sido visto. Los estímulos más tenues se presentan lo más próximos posibles a la cruz de fijación y después en posiciones cada vez

más excéntricas (de grado en grado) hasta que el estímulo deja de percibirse al menos dos veces, momento en el cual se presenta un nuevo estímulo 2 dB menor. Manteniendo el esquema de la estrella de 8 brazos los estímulos se presentan de forma aleatoria lo cual mantiene una incertidumbre espacial, al igual que en la perimetría automatizada. También permite verificar que una zona con varios puntos escotomatosos es un verdadero escotoma y no el resultado de la distracción del sujeto.

10. *Presentación de los datos.* En el fichero de resultados el ordenador almacena la imagen del fondo con los puntos examinados, vistos o no, y la luminancia utilizada en cada uno de ellos según un código de letras, correspondiendo la A a los 0 dB y así sucesivamente. Los puntos no vistos se representan con la letra dentro de un rectángulo opaco; los vistos corresponden a las letras mayúsculas. Otra segunda imagen nos ofrece el fondo con la cruz de fijación y la variabilidad del punto de fijación a lo largo de la prueba.

11. *Almacenamiento y digitalización de los datos.* Las microperimetrías se almacenan en disquetes de 3,5". Para las mediciones posteriores digitalizamos las imágenes con el sistema Imagenet H512 y H1024 y se almacenan en discos ópticos.

### 3.2. GRUPOS CON PATOLOGÍAS

En todos los casos el examinador desconocía el diagnóstico previo y el resultado de las pruebas de contraste. El protocolo para los sujetos con patología retiniana ha sido el siguiente:

1. *Toma de la imagen del fondo.* El ojo se alinea con el aparato pidiéndole al paciente que mire a la cruz de fijación. En los pacientes con patología macular es un paso fundamental, puesto que el hecho de no ser capaz de ver la cruz de fijación puede descartar la realización de la prueba si el paciente no es capaz de fijar en su propio escotoma. Se graba la imagen para decidir la estrategia a seguir en el caso de un paciente con patología; mientras, el paciente se relaja.

2. *Elegir la referencia anatómica.*

3. *Elección del patrón del test.* En los pacientes con patología se trata de delinear los posibles escotomas basándonos en las alteraciones

estructurales del fondo de ojo. Además realizamos una estrella de 8 brazos centrada en la fovea para determinar la sensibilidad del resto de la retina y descartar la existencia de otros posibles escotomas.

4. *Comienzo de la prueba*, con el paciente adaptado al fondo tras 3 a 5 minutos y aleccionado sobre la sistemática de la prueba y mirando de nuevo a la cruz de fijación.

5. *Presentación del estímulo*. Los primeros estímulos se localizan arbitrariamente utilizando intensidades cada vez menores a partir de la máxima para que el paciente se familiarice con la prueba.

6. *Respuesta del paciente*. La percepción del estímulo por parte del paciente se señala con un testigo sonoro que el sujeto aprieta.

7. *Recolocar la cruz de referencia* sobre la referencia anatómica.

8. *Aceptar o descartar el test*. El ordenador ofrece la posibilidad de registrar o no cada uno de los test.

9. *Repetir los pasos 5, 6, 7 y 8*. En primer lugar se determina el estímulo de menor intensidad detectado por el paciente. La intensidad luminosa se aumenta en 2 dB tras una respuesta correcta o se disminuye 1 dB si el estímulo no ha sido visto.

10. *Presentación de los datos*. En el fichero de resultados el ordenador almacena la imagen del fondo con los puntos examinados, vistos o no, y la luminancia utilizada en cada uno de ellos. Los puntos no vistos se representan con la letra dentro de un rectángulo opaco; los vistos corresponden a las letras mayúsculas. Otra segunda imagen nos ofrece el fondo con la cruz de fijación y la variabilidad del punto de fijación a lo largo de la prueba.

11. *Almacenamiento y digitalización de los datos*. Las microperimetrías se almacenan en disquetes. Para las mediciones posteriores digitalizamos las imágenes con el sistema Imagenet H512 y H1024 y se almacenan en discos ópticos.

En los pacientes tratados dentro del grupo de drusas y CCS se realizó láser de diodo con una potencia en la que se buscaba el cambio de

coloración. En el caso de las MNC se adjuntan los datos de la fotocoagulación realizada en cada paciente.

#### **4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Los datos se introdujeron en una hoja de cálculo Excel 97 (Microsoft Corporation, Redmon, Washington, USA) y para su tratamiento estadístico utilizamos el programa informático SPSS (SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA) versión 11.5 para Windows.

##### **4.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA**

En el grupo de sujetos sanos se ha estudiado la sensibilidad retiniana según sexos, ojos, edad y excentricidad. Los datos correspondientes a la medida de la sensibilidad retiniana se expresan en medias  $\pm$  desviación típica. Como método gráfico se han utilizado los diagramas radiales de Excel 97 y gráficos creados con el programa MATLAB 6.1 edición 12.1 (The Mathworks, Natick, Massachusetts, USA).

##### **4.2. ESTADÍSTICA ANALÍTICA**

Se ha realizado un procedimiento de modelo lineal general para medidas repetidas. Los modelos de análisis de la varianza (ANOVA) con medidas repetidas sirven para estudiar el efecto de uno o más factores cuando al menos uno de ellos es un factor intra-sujetos o con medidas repetidas, que se caracteriza porque todos los niveles del factor se aplican a los mismos sujetos. Los diseños de medidas repetidas requieren menos sujetos que un diseño completamente aleatorio y permiten eliminar la variación residual debida a las diferencias entre los sujetos. En un diseño de estas características existe el efecto de cada factor y el conjunto de la interacción de los mismos.

Un resultado significativo supone rechazar la hipótesis nula de igualdad de medias referida a cada uno de los factores. Se llevan a cabo, entonces, las pruebas “post hoc” para evaluar las diferencias entre las medidas específicas. En los modelos de medidas repetidas es necesario suponer que las varianzas de las diferencias entre cada dos niveles del factor son iguales. Este supuesto equivale a afirmar que la matriz de varianzas-covarianzas es circular o esférica y para contrastarlo se utiliza la prueba de esfericidad de Mauchly. El método de Scheffé es un test de igualdad de medias para

comparación entre grupos, un método para comparar todos los contrastes y controlar el error de cada comparación.

Como método gráfico se ha utilizado el gráfico de perfil, los diagramas de barras y los histogramas del SPSS, así como el programa MATLAB.

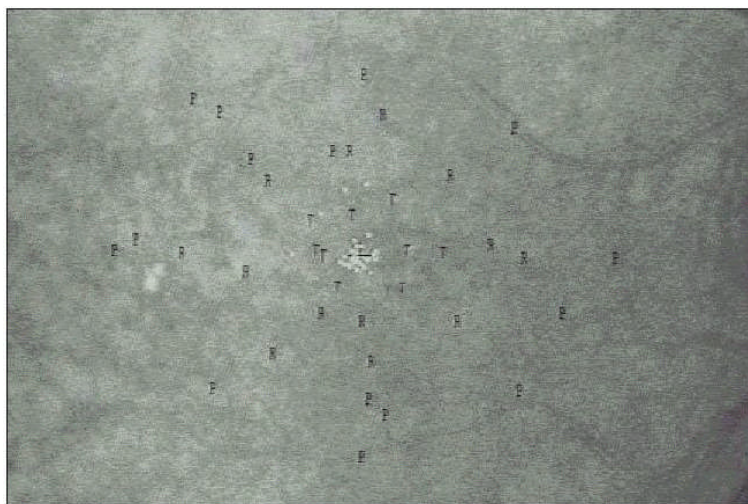


## **RESULTADOS**



## 1. SUJETOS NORMALES

En primer lugar estudiamos el punto de fijación y su variabilidad. El 100% de los sujetos presentaban fijación foveal y la variabilidad del punto de fijación fue, en todos los casos, menor de  $2^\circ$  (Figura 13).



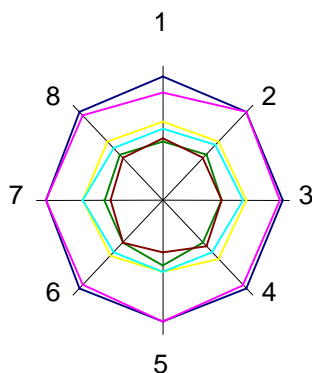
*Figura 13: Microperimetría en sujeto normal. Las pequeñas marcas blancas representan las distintas localizaciones del punto de fijación durante la realización de la prueba. La variabilidad es este caso abarca una zona de  $1,1^\circ$  horizontal x  $0,8^\circ$  vertical.*

### 1.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Se ha estudiado la sensibilidad en ojos derechos e izquierdos en cada uno de los anillos obteniendo los resultados expuestos en las siguientes tablas (Tabla 8 y Tabla III del Anexo) y que hemos representado gráficamente (Figura 14). También estudiamos la sensibilidad por separado entre hombres y mujeres (Tabla 9 y Tabla IV del Anexo) y la acompañamos de la representación gráfica (Figura 15). Se estudió la sensibilidad en cada grupo de edad obteniéndose los siguientes valores medios presentados en la Tabla 10 (y Tabla V del Anexo) y su representación gráfica (Figura 16).

OJO	0-3° Excentricidad	3-6° Excentricidad	6-9° Excentricidad
OD	20,5 ± 1,9	18,8 ± 1,7	17,7 ± 1,7
OI	20,6 ± 1,9	19,0 ± 1,7	18,0 ± 1,6

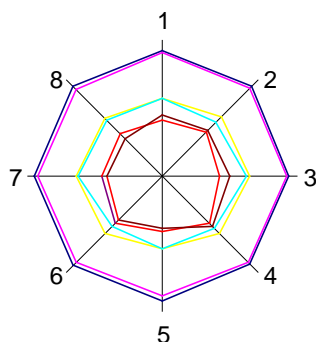
**Tabla 8:** Media de la sensibilidad en dB ± desviación estándar para ojos derechos (OD) y ojos izquierdos (OI), en cada uno de los anillos de excentricidad estudiados.



**Figura 14:** Isópteras obtenidas uniendo los valores medios de sensibilidad de los ojos derechos e izquierdos obtenidos en cada eje para las tres excentricidades estudiadas. En la isóptera central la línea verde corresponde a la sensibilidad de los ojos derechos de 6 a 9 grados de excentricidad, mientras que la marrón corresponde a los ojos izquierdos. Más excéntricamente la línea amarilla corresponde a la sensibilidad de los ojos derechos de 3 a 6 grados de excentricidad, mientras que la celeste corresponde a los ojos izquierdos. Y por último la línea azul marino corresponde a la sensibilidad de los ojos derechos de 0 a 3 grados de excentricidad, mientras que la fucsia representa a la sensibilidad de los ojos izquierdos a la misma excentricidad. Como se puede observar las sensibilidades en ambos ojos prácticamente se solapan.

Sexo	0-3° Excentricidad	3-6° Excentricidad	6-9° Excentricidad
Hombre	20,6 ± 2,1	18,9 ± 1,7	18,0 ± 1,6
Mujer	20,5 ± 1,9	18,8 ± 1,7	17,8 ± 1,7

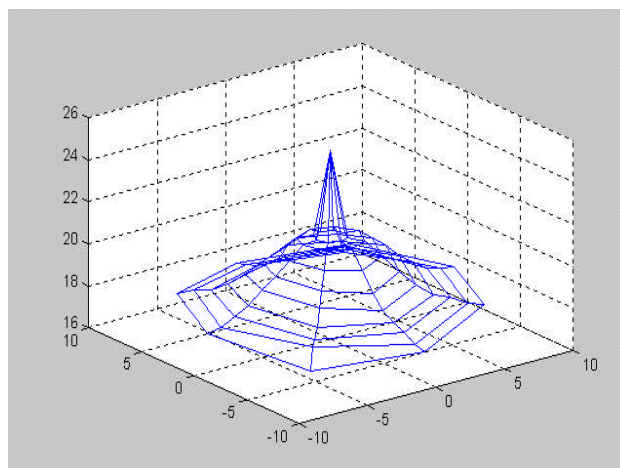
**Tabla 9:** Media de la sensibilidad en dB ± desviación estándar para hombres y mujeres, en cada uno de los anillos de excentricidad estudiados.



**Figura 15:** Isópteras obtenidas uniendo los valores medios de sensibilidad de hombres y mujeres obtenidos en cada eje para las tres excentricidades estudiadas. En la isóptera central la línea roja corresponde a la sensibilidad de los ojos de los hombres de 6 a 9 grados de excentricidad, mientras que la marrón corresponde a los ojos de las mujeres. Más excéntricamente la línea amarilla corresponde a la sensibilidad de los ojos de los hombres de 3 a 6 grados de excentricidad, mientras que la celeste corresponde a los ojos de las mujeres. Y por último la línea azul marino corresponde a la sensibilidad de los ojos de los hombres de 0 a 3 grados de excentricidad, mientras que la fucsia representa a la sensibilidad de los ojos de las mujeres a la misma excentricidad. Como se puede observar las sensibilidades en ambos sexos prácticamente se solapan.

Grupo Edad	0-3° Excentricidad	3-6° Excentricidad	6-9° Excentricidad
20-39 años	22,1 ± 1,6	20,2 ± 1,4	19,1 ± 1,3
40-59 años	20,6 ± 1,4	19,0 ± 1,3	17,8 ± 1,3
60-79 años	19,0 ± 1,3	17,4 ± 1,1	16,6 ± 1,2

**Tabla 10:** Media de la sensibilidad en dB ± desviación estándar para cada grupo de edad, en cada uno de los anillos de excentricidad estudiados.



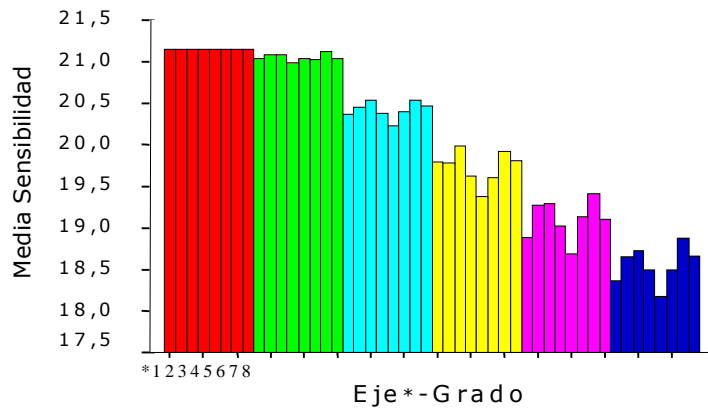
**Figura 16:** Se representa la sensibilidad media en dB obtenida para cada grado de excentricidad en cada uno de los ejes, del conjunto de todos los sujetos normales. El valor correspondiente a 0° ha sido escogido aleatoriamente.

## 1.2. ESTADÍSTICA ANALÍTICA

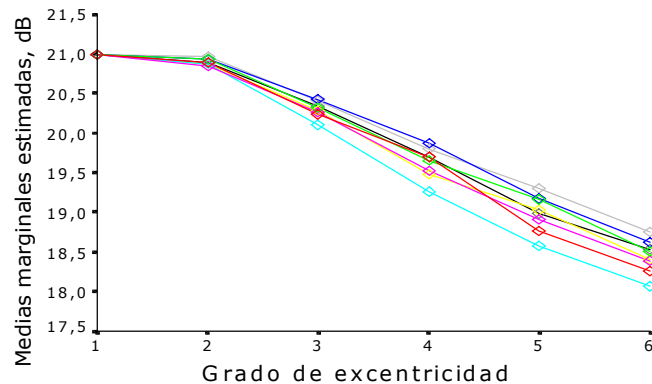
Debido a que un 90,3% de los puntos del tercer anillo hubieron de ser desestimados, puesto que se acompañaban de importantes pérdidas de fijación, no incluimos este anillo en el análisis estadístico analítico final.

Aplicamos el modelo lineal general para medidas repetidas. Concretamente consistía en un modelo mixto 2x3, siendo los factores repetidos el eje (con 8 niveles) y grado (con 6 niveles), y los factores independientes que dividen la población en grupos de sexo (con 2 niveles), ojo (con 2 niveles), y edad (con 3 niveles). Los 8 niveles del factor eje combinados con los 6 del factor grado definen 48 combinaciones entre niveles, es decir, a cada sujeto se le toman 48 medidas.

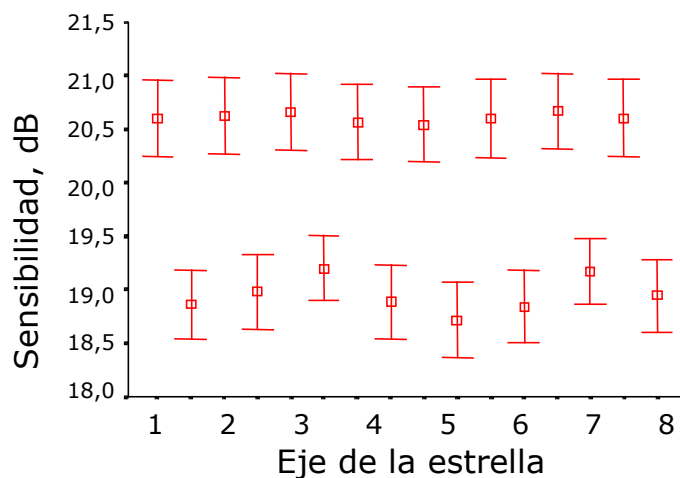
Como resultado obtuvimos diferencias significativas (con un nivel de confianza del 0,05%) debidas a eje (Figuras 17 y 18), a grupo (Figura 19) y a grado (Figura 20), así como a la interacción entre eje y grado (Figura 21). Sin embargo no se demostraron diferencias significativas entre ojos, ni entre sexos.



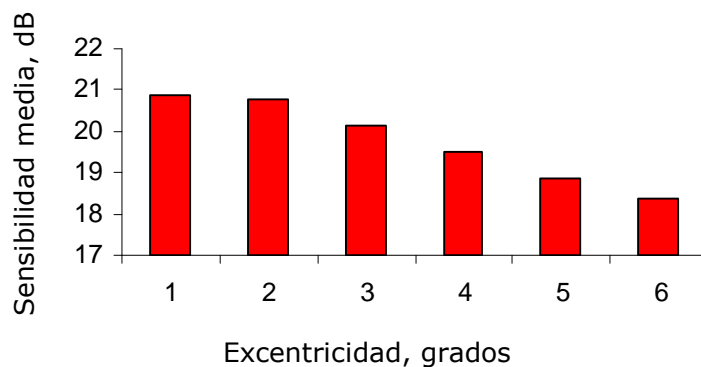
**Figura 17:** Se observa la sensibilidad media en dB de cada eje en los 6 grados de excentricidad estudiados. El asterisco corresponde a los 8 ejes estudiados para cada excentricidad. Se agrupan por color los ejes de la misma excentricidad: 1º-rojo, 2º-verde, 3º-celeste, 4º-amarillo, 5º-lila, 6º-azul. Se observa que conforme nos alejamos del centro la media de los distintos ejes se hace más dispar, disminuyendo más en los ejes 1 y 5 y menos en los ejes 3 y 7.



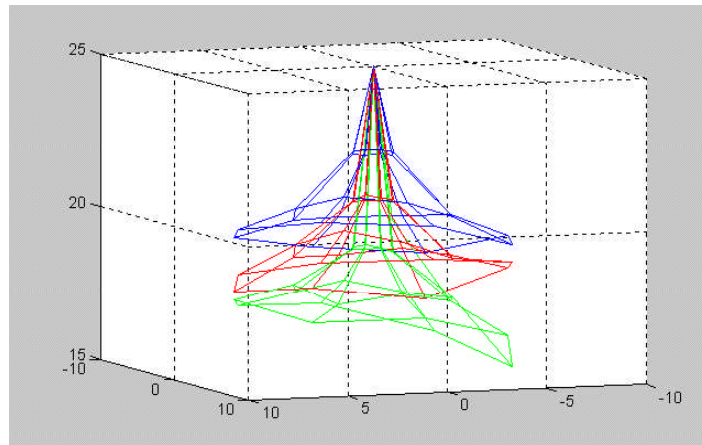
**Figura 18:** El gráfico de perfil muestra la caída de la sensibilidad en los distintos ejes conforme aumenta la excentricidad. El código de colores corresponde el rojo al eje 1, el verde al 2, el marino al 3, el fucsia al 4, el celeste al 5, el amarillo al 6, el gris al 7 y el negro al 8. Se observa que conforme nos alejamos del centro la media de los distintos ejes se hace más dispar, disminuyendo más en los ejes 1 y 5 y menos en los ejes 3 y 7.



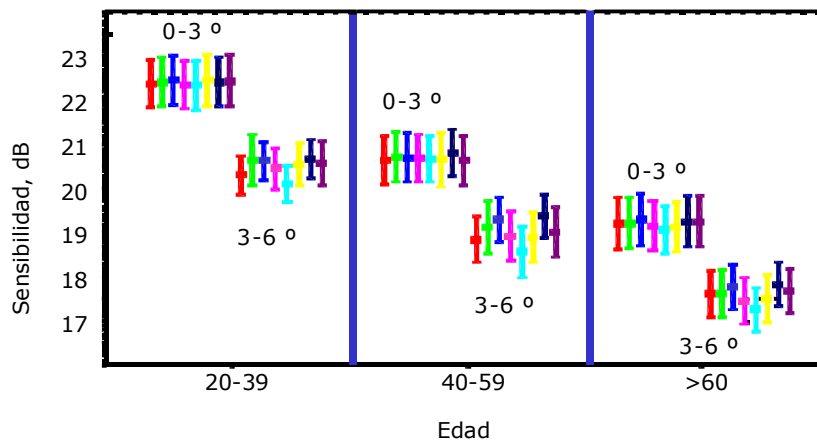
**Figura 19:** Los diagramas de barras representan el intervalo de confianza de la media para el 95% con el valor medio en el centro (cuadrado). En la fila superior se representa la excentricidad 0 a 3°. Se observa que las medias en cada eje son similares por lo que al unir los puntos medios obtendríamos una circunferencia. En la fila inferior los valores de los ejes 3 y 7, correspondientes a los ejes horizontales cuya sensibilidad media es mayor, con lo cual la unión de los puntos medios tendería a dibujar una elipse.



**Figura 20:** Se observa que la sensibilidad disminuye con la excentricidad. 1: excentricidad de 0,1°-1°, 2 de 1,1°-2°, 3 de 2,1°-3°, 4 de 3,1°-4°, 5 de 4,1°-5°, 6 de 5,1°-6°



**Figura 21:** Se visualiza la representación de la sensibilidad media para cada grupo de edad y la comparación entre ellos. En el eje Y se presentan los valores de la sensibilidad media en decibelios, en el eje X y el Z las excentricidades en grados. La línea verde corresponde al grupo de edad III (60-79 años), la roja al II (40-59 años) y la azul al I (20-39 años). Para el punto correspondiente a  $0^\circ$  se ha tomado un valor arbitrario.

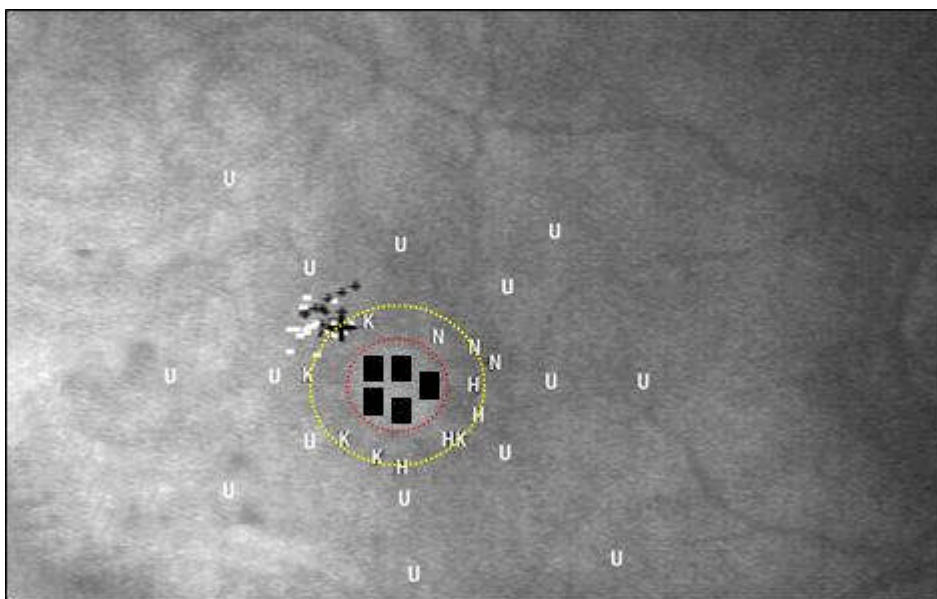


**Figura 22:** En cada grupo de edad se observan las medias (cuadrado), en decibelios, para cada uno de los 8 ejes (representados en distintos colores: 1-rojo, 2-verde, 3-azul, 4-lila, 5-celeste, 6-amarillo, 7-azul prusia, 8-violeta) en la línea de su intervalo de confianza. El grupo superior representa el anillo A ( $0-3^\circ$  de excentricidad) y el inferior al anillo B ( $3-6^\circ$ ), que al ser más excéntrico es de menor sensibilidad.

## 2. GRUPOS CON PATOLOGÍAS

### 2.1. AGUJERO MACULAR

Se han estudiado 23 agujeros maculares (Figura 23). Uno de los casos era una sospecha de agujero macular y el resto grados III y IV de la clasificación de Gass. El 78,3% fueron mujeres. La edad media fue de 63,7 años. El 60,9% de los agujeros estaban en el OI. El 78,3% fueron idiopáticos, el 4,3% traumáticos, y el 17,4% miópicos asociados a desprendimiento de retina. El tiempo medio de evolución de los síntomas fue muy variable (Tabla VII del Anexo) con una media de 17,2 meses.



**Figura 23:** Se observa un agujero macular. El círculo rojo abarca el escotoma absoluto central (cuadros negros), mientras que el amarillo delinea el halo de desprendimiento neurosensorial, con una sensibilidad de entre 7 dB (letra H) y 12 dB (letra N). La retina circundante presenta una sensibilidad normal de 20 dB (letra U). El punto de fijación (cruz) se localiza en la zona nasal superior, sobre el anillo.

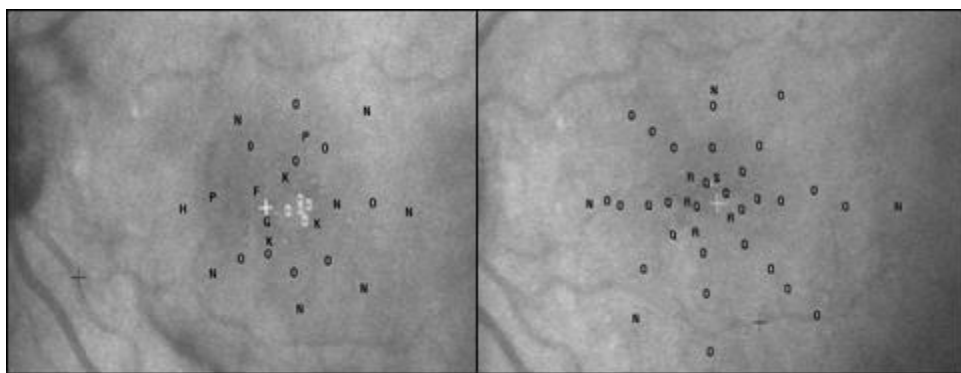
Las tablas con los datos de los pacientes, las dimensiones de los agujeros y situación del área de fijación se encuentran en el Anexo (Tablas VIII y IX). El diámetro horizontal medio fue de  $0,45 \pm 0,12$  mm, el vertical de  $0,446 \pm 0,149$  mm, con un área media de  $0,693 \pm 0,472$  mm<sup>2</sup> y el grosor del anillo fue de  $0,225 \pm 0,074$  mm. En cuanto al punto de fijación se situó

preferentemente nasal superior a la fovea, a unos  $0,462 \pm 0,226$  mm de su centro y a unos  $0,258 \pm 0,215$  mm del anillo. El escotoma absoluto coincidió con la ausencia de neuroepitelio en el 100% de los casos. La sensibilidad sobre el anillo de desprendimiento seroso del neuroepitelio se vio alterada con respecto al resto de la retina normal (Tabla 11).

Paciente	dB	Decremento
1	14,5	-24,7%
2	13	-32,5%
3	17	-10,7%
4	11	-42,9%
5	12	-37,7%
6	10,5	-45,5%
7	14,5	-24,7%
8	14	-27,3%
9	11	-42,9%
10	6,5	-66,2%
11	12,5	-35,1%
12	19	-1,4%-0
13	13,5	-34,4%
14	17	-11,8%
15	11	-42,9%
16	18	-6,6%
17	10	-48,1%
18	11	-42,9%
19	13,5	-29,9%
20	21	0
21	14	-32,0%
22	14,5	-24,7%
23	15	-22,1%

**Tabla 11:** Sensibilidad del anillo en decibelios y tanto por ciento de decremento con respecto a la retina normal según el grupo de edad de los sujetos normales

Los pacientes con desprendimiento de retina mejoraron su sensibilidad retiniana y estabilizaron la fijación al solucionarse el desprendimiento. Cuatro ojos fueron vitrectomizados, y de ellos 1 mejoró la agudeza visual (pasó de 0,150 a 2,5 m a 0,100 a 5 m), mientras que los restantes no modificaron la suya o incluso la empeoraron. En el paciente que mejoró su agudeza visual se demostró la desaparición del escotoma absoluto y la sensibilidad mejoró (de 10 a 17 dB) con un incremento del 25%, haciéndose la fijación central (Figura 24).



**Figura 24:** En la imagen de la derecha se presenta la microperimetría del paciente previa a la vitrectomía; sobre el agujero existe un escotoma absoluto (letra A en el rectángulo) y la sensibilidad del anillo se sitúa entre los 5 y los 9 dB (letras F,G,H yJ). En la imagen de la izquierda no se detectan escotomas absolutos y la sensibilidad es de 17 a 18 dB (letras R y S).

## 2.2. MEMBRANA NEOVASCULAR COROIDEA

Hemos estudiado 8 pacientes con MNC (Tabla 12). En todos se realizó una microperimetría previa al tratamiento con láser (Tabla 13) y posteriormente al mismo.

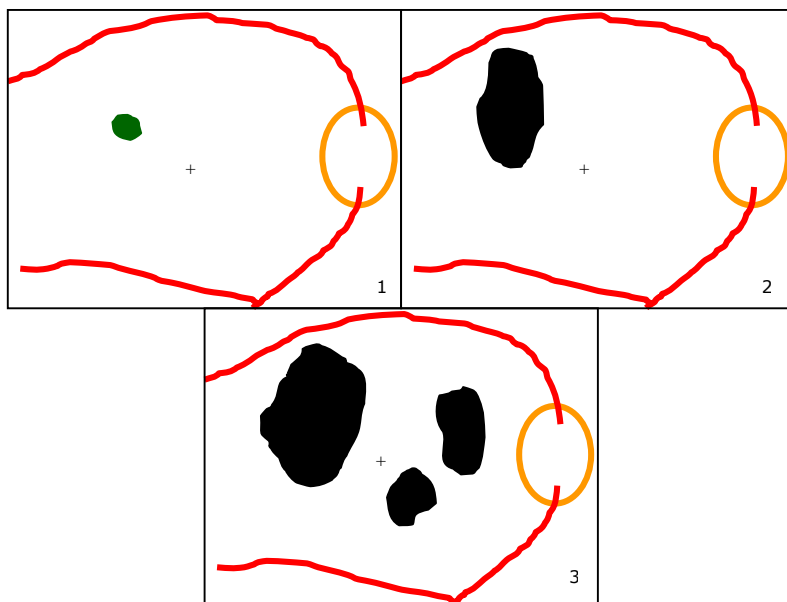
Pcte	Sexo	Edad	Ojo	Etiología	Evolución	AV	AGF
1	H	75	OD	DMAE	Hallazgo	0,4-0,5	CE
2	M	69	OD	DMAE	12 meses	Cd 30cm	OE
3	M	67	OI	DMAE	18 días	0,3	CE
4	M	77	OI	DMAE	15 días	0,3 dif.	OE
5	H	48	OD	DMAE	1 mes	0,6	OE
6	H	78	OI	Miope	15 días	0,1	CE
7	M	80	OI	DMAE	1 mes	0,150	CE
8	M	69	OI	DMAE	7 días	0,6	OE

**Tabla 12:** Muestra de los pacientes del estudio de MNC. H: hombre, M: mujer, OD: ojo derecho, OI: ojo izquierdo, Cd: Cuenta dedos, CE: membrana clásica extrafoveal, OE: membrana oculta extrafoveal, AV: agudeza visual, AGF: angiofluoresceingrafía.

Pcte	Área (mm <sup>2</sup> )	DB escotoma	Distancia a fovea (mm)	Situación	DB resto retina
1	0,74	4	1,215	TS	15
2	28,077	3	La engloba		12
3	0,519	0	0,769	NS	23
4	0,426	0	0,575	TS	16
5	1,74	0	Borde nasal	T	23-24
6	1,84	0	0,334	I	15
7	4,19	2-3	0,327	N-NS	16
8	4,12	15	0,961	NS	17

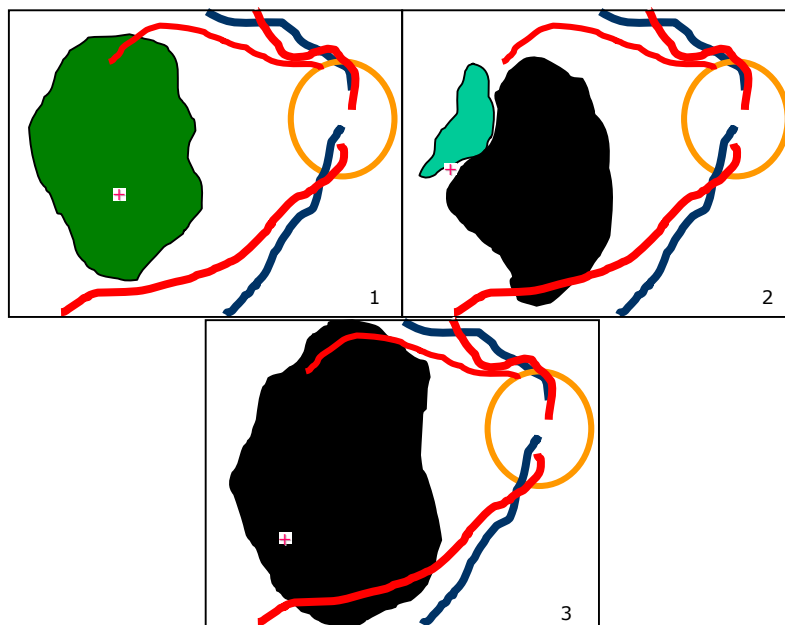
**Tabla 13:** Características microperimétricas de las MNC previas al tratamiento.

*Caso 1 (Figura 25):* Varón de 75 años que en una visita por revisión de cataratas presenta una agudeza visual de 0,500 en su OD. En el fondo de ojo se detecta una MNC que en la angiografía presenta un patrón de membrana clásica extrafoveal. En la microperimetría aparece como un escotoma profundo (4 dB) de 3,25 grados cuadrados, a una distancia de la fovea de 1,215 mm en un eje de unos 45° en sentido temporal superior, mientras que el resto de la retina presenta una sensibilidad de 15 dB. Se realiza tratamiento con láser de diodo (109 impactos, 125  $\mu$ , 0,2-0,5 s, 400-700 mW). Un mes después la agudeza visual es de 0,400. En la microperimetría la cicatriz se corresponde con un escotoma absoluto que mide 6,71 mm<sup>2</sup> con un eje máximo horizontal de 1,162 mm y el vertical de 1,723 mm. 24 meses más tarde existen tres áreas de escotoma absoluto alrededor del punto de fijación: la primera a unos 0,439 mm temporal superior mide 12,05 mm<sup>2</sup> con unos ejes mayores 1,807 mm horizontal y 1,944 mm vertical; la segunda a 1,114mm nasal superior, mide 4,212 mm<sup>2</sup> (0,982 mm horizontal x 1,258 mm vertical) y la tercera a 0,542 mm nasal inferior de 2,393 mm<sup>2</sup> (0,825 mm horizontal x 0,93 mm vertical). La sensibilidad circundante es de 17-10 dB. El punto de fijación permanece estable.



**Figura 25:** Esquema del caso 1: En el dibujo 1 observamos un escotoma profundo (área en verde), temporal y superior a la fovea (cruz). En el dibujo 2 en la misma localización previa se observa un escotoma absoluto (área en negro) de mayores dimensiones que el escotoma profundo del dibujo 1. En el dibujo 3 aparecen dos escotomas absolutos nasal superior e inferior, respectivamente, además del escotoma preexistente.

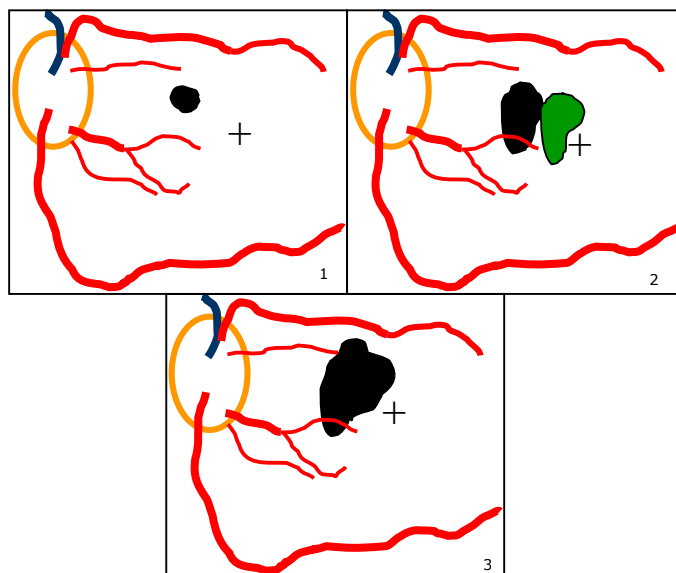
**Caso 2 (Figura 26):** Mujer de 69 años que desde hace 12 meses nota disminución de agudeza visual en el OD. A la exploración presenta una agudeza visual de dedos a 30 cm. En la angiografía se define una MNC oculta extrafoveal (yuxtafoveal). En la microperimetría se detecta una gran área de 28,077 mm<sup>2</sup> (2,444 mm horizontal x 3,285 mm vertical) con escotoma profundo (3 dB) que engloba el punto de fijación que permanece constante. Se realiza tratamiento con láser (129 impactos de 125μ, 0,5 s y 670mW). Seis meses después la agudeza visual ha mejorado a dedos a 1 m. Existe un escotoma absoluto de 19,009 mm<sup>2</sup> (1,879 mm horizontal x 2,884 mm vertical) nasal al punto de fijación que se ha hecho inestable y que se localiza en su borde más temporal. En la zona temporal superior existe un nuevo escotoma de unos 2,167 mm<sup>2</sup> (0,584 mm horizontal x 1,363 mm vertical). El resto de la retina presenta una sensibilidad máxima de 14 dB. 24 meses después la agudeza visual es de 0,01. El área es de unos 36,889 mm<sup>2</sup> (2,875 mm horizontal x 3,438 mm vertical). El punto de fijación permanece inestable y la sensibilidad de la retina circundante es de 7 dB.



**Figura 26:** Esquema del caso 2: En el dibujo 1 observamos un gran escotoma profundo (área en verde) que incluye la fovea (cruz rosa). En el dibujo 2 se observa el escotoma absoluto (área en negro) nasal a la fovea, pero ha aparecido una recidiva (área azul) superior y temporal a la fovea. En el dibujo 3 se observa que el escotoma absoluto incluye la fovea.

**Caso 3 (Figura 27):** Mujer de 67 años que, desde hace 18 días, nota disminución de agudeza visual en el OI que en el momento de explorarla es de 0,300. Tras el examen biomicroscópico y angiográfico se le diagnostica una MNC clásica extrafoveal. Sin embargo en la microperimetría no se pudieron detectar escotomas absolutos. La retina presentaba una sensibilidad media de 23 dB con un punto de fijación estable. Se realiza láser de diodo (89 impactos, 0,5 s, 500-400 mW). Un mes después la agudeza visual es de 0,300 difícil. Presenta un escotoma absoluto de 0,408 mm<sup>2</sup> (0,362 mm horizontal x 0,332 mm vertical) a unos 1,062 mm en el eje de 45° nasal superior. La sensibilidad se sitúa entre 21 y 18 dB. El punto de fijación permanece estable. Dos meses después la agudeza visual cae a 0,100. En el cuadrante nasal superior coexiste con el escotoma absoluto, uno de aproximadamente 10 dB de sensibilidad y 3,755 mm<sup>2</sup> (1,403 mm horizontal x 1,088 mm vertical), mientras que la retina circundante presenta

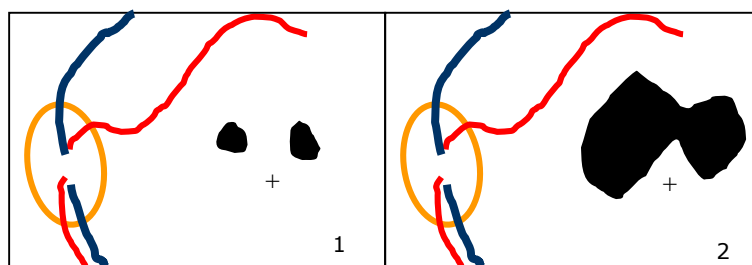
una sensibilidad de 19 dB. El punto de fijación no ha alterado su estabilidad, puesto que el escotoma se encuentra a 0,48 mm de distancia. Se realiza de nuevo láser diodo (160 impactos, 75  $\mu$ , 0,5 s, 900 mW). La agudeza visual se mantiene en 0,100. El escotoma absoluto correspondiente a la cicatriz de láser ocupa un área de 2,608 mm<sup>2</sup> (0,904 mm horizontal x 1,088 mm vertical) con el punto de fijación siempre estable, aunque la distancia al escotoma ha disminuido a 0,342 mm.



**Figura 27:** Esquema del caso 3: En el dibujo 1 observamos un escotoma absoluto (área en negro) nasal superior a la fovea (cruz negra). En el dibujo 2 se observa el escotoma absoluto (área en negro) que ha aumentado de tamaño y otro (área en verde) temporal al mismo y nasal a la fovea. En el dibujo 3 se observa que el escotoma absoluto es mayor y abarca a los dos escotomas anteriores.

**Caso 4 (Figura 28):** Mujer de 77 años que desde hace 15 días nota disminución de agudeza visual en OI. En el momento de la exploración es de 0,300 difícil. Tras la exploración y angiografía se diagnostica una MNC oculta extrafoveal. En la microperimetría se detectan dos zonas de escotoma absoluto de 0,519 mm<sup>2</sup> (0,424 mm horizontal x 0,312 mm vertical) en el cuadrante nasal superior y 0,426 mm<sup>2</sup> (0,341 mm horizontal x 0,388 mm

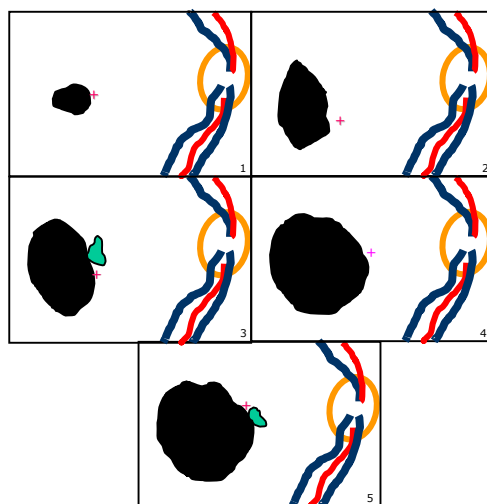
vertical) en el cuadrante temporal superior a una distancia del punto de fijación de 0,769 mm y 0,575 mm respectivamente en ejes de 45°. El punto de fijación aparece estable. La sensibilidad de la retina circundante no parece afectada. Se realiza láser de diodo (211 impactos, 125  $\mu$ , 0,5 s, 1020 mW). Un mes después la agudeza visual ha mejorado a 0,400. En la microperimetría la cicatriz corresponde a un escotoma absoluto que abarca un área de 11,27 mm<sup>2</sup> con un eje horizontal máximo de 2,709 mm y uno vertical 1,543 mm a una distancia de 0,51 mm del punto de fijación que no ha visto alterada su estabilidad. Tampoco el resto de la retina parece haber alterado su sensibilidad de forma significativa.



**Figura 28:** Esquema del caso 4: En el dibujo 1 observamos dos escotomas absolutos (áreas en negro) nasal y temporal superior a la fovea (cruz negra), respectivamente. En el dibujo 2 se observa el escotoma absoluto (área en negro) que ha aumentado de tamaño y abarca a los dos escotomas anteriores.

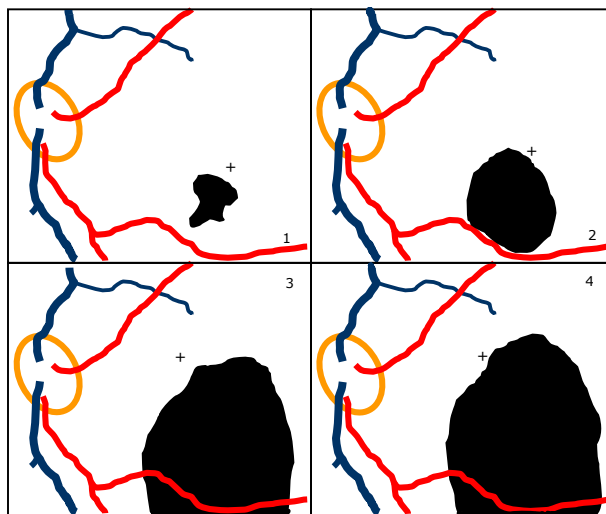
**Caso 5 (Figura 29):** Varón de 48 años que desde hace un mes nota disminución agudeza visual en OD. En el momento de la exploración es de 0,600. En el fondo se objetiva una MNC extrafoveal oculta en OD y drusas laminares en OI. La microperimetría demuestra un escotoma absoluto de un área aproximada de 1,744 mm<sup>2</sup> (0,836 mm horizontal x 0,526 mm vertical). El punto de fijación se encuentra situado junto a su borde nasal y es estable. La sensibilidad en la retina circundante no demuestra alteraciones significativas. Es tratado con láser de diodo (103 impactos, 125  $\mu$ , 0,5 s, 320 mW). Un mes después la agudeza visual ha mejorado dos líneas. La microperimetría demuestra un escotoma absoluto de 7,621 mm<sup>2</sup> (1,887 mm vertical x 1,143 mm horizontal). El punto de fijación permanece estable junto al borde nasal a 0,317 mm. La retina circundante no parece afectada. Seis meses después la agudeza visual cae bruscamente a 0,110 debido a una recidiva. En la microperimetría la recidiva corresponde a un escotoma profundo de área 0,616 mm<sup>2</sup> (0,507 mm vertical x 0,354 mm horizontal)

situado en el borde nasal de la cicatriz que presenta un tamaño  $11,516 \text{ mm}^2$  y superior al punto de fijación que tampoco se ha inestabilizado. El resto de la retina sigue teniendo una sensibilidad normal. Se retrata con láser (53 impactos,  $75 \mu$ , 0,5 s y 260 mW). Dos meses más tarde la agudeza visual se ha recuperado hasta 0,250. La cicatriz que corresponde al escotoma absoluto es de  $17,128 \text{ mm}^2$  (2,089 mm vertical x 2,079 mm horizontal). La variabilidad del punto de fijación aumenta, pero sin perder su estabilidad. Cuatro meses más tarde se produce una nueva recidiva. La agudeza visual pasa a 0,07. La cicatriz ha permanecido con un tamaño similar. La recidiva aparece como un escotoma absoluto de área  $0,301 \text{ mm}^2$  (0,307 mm horizontal x 0,344 mm vertical) junto al borde nasal de la cicatriz que alcanza ya un tamaño de  $17,698 \text{ mm}^2$ . La variabilidad del punto de fijación se encuentra en un área de eje horizontal  $2,59^\circ$  y  $2,73^\circ$  vertical, considerándose ya como inestable. La retina circundante presenta una sensibilidad de 20 dB, lo que supone una pérdida intraindividual de 3 a 4 dB, pero que se encuentra dentro de los valores normales para su edad (19 a 21 dB en los  $6^\circ$  centrales).



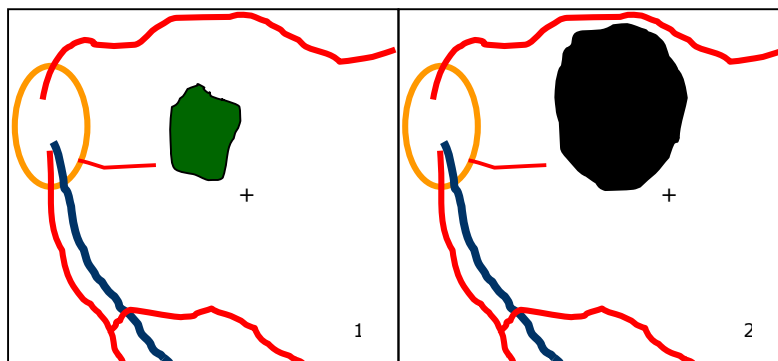
**Figura 29:** Esquema del caso 5: En el dibujo 1 observamos un escotoma absoluto (área en negro) temporal a la fovea (cruz negra). En el dibujo 2 se observa el escotoma absoluto (área en negro) que ha aumentado de tamaño. En el dibujo 3: aparece una recidiva (área en azul) nasal al escotoma y superior a la fovea. En el dibujo 4 se observa que el escotoma absoluto es mayor y abarca a los dos escotomas anteriores. En el dibujo 5 se delimita una nueva recidiva (área en color azul) en el margen nasal del escotoma absoluto e inferior, prácticamente invadiendo la fovea (cruz verde).

*Caso 6 (Figura 30):* Varón miope de 78 años de edad que acude por disminución de agudeza visual en el OI de 15 días de evolución. La agudeza visual de este ojo es de 0,100 y se detecta una membrana clásica extrafoveal. En la microperimetría se detecta un escotoma absoluto inferior al punto de fijación a una distancia de  $1,64^\circ$ , con un área de  $1,846 \text{ mm}^2$  (0,889 mm horizontal x 0,793 mm vertical). El punto de fijación es estable. La retina adyacente presenta una sensibilidad de unos 15 dB. Se trata con láser argón (139 impactos,  $125 \mu$ , 0,5 s, 680 mW). Dos meses después la agudeza visual se mantiene. En la microperimetría la cicatriz aparece como un escotoma absoluto de  $9,471 \text{ mm}^2$  (1,534 mm horizontal x 1,702 mm vertical) y a menos de  $1^\circ$  del punto de fijación. El punto de fijación permanece estable. La sensibilidad se sitúa a nivel de los 9 dB. Debido a una persistencia de la membrana, se trata de nuevo con argón (266 impactos,  $75 \mu$ , 0,5 s, 730mW). Ocho meses después la agudeza visual es de 0,05. El tamaño de la cicatriz es ya de más de  $20,114 \text{ mm}^2$  (2,622 mm horizontal x 1,977 mm vertical) con punto de fijación estable. Doce meses más tarde el tamaño de la cicatriz ha aumentado a  $29,591 \text{ mm}^2$  (2,755 mm vertical x 2,746 mm horizontal). El punto de fijación permanece estable. La sensibilidad circundante se ha estabilizado en unos 12 dB.



**Figura 30:** Esquema del caso 6: En los dibujos del 1 al 4 observamos como el escotoma absoluto (áreas en negro) inferior a la fóvea (cruz negra) va aumentando de tamaño conforme aumenta la fotocoagulación.

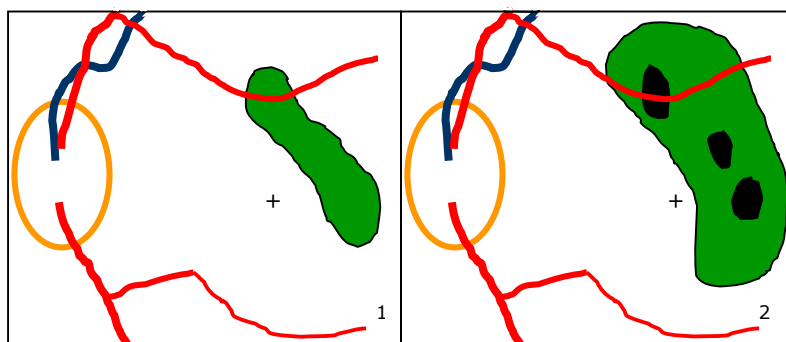
*Caso 7 (Figura 31):* Mujer de 80 años que refiere pérdida de agudeza visual OI de 1 mes de evolución. Su agudeza visual es de 0,110 que mejora a 0,150 con estenopeico. Se le realiza angiografía y se le diagnostica una MNC extrafoveal. En la microperimetría no se detectan escotomas absolutos, sin embargo, en un área nasal-nasal superior al punto de fijación de unos  $4,19 \text{ mm}^2$  (1,127 mm horizontal x 1,19 mm vertical), existe un escotoma profundo de 2 a 3 dB. El punto de fijación es estable a una distancia de 0,327 mm. El resto de la retina presenta una sensibilidad media de 16 dB. Se trata con láser (41 impactos,  $125 \mu$ , 0,5 s, 990 mW). No se presentaron recidivas y 24 meses más tarde la microperimetría pone de manifiesto un escotoma absoluto coincidente con la cicatriz que ocupa más de  $16,149 \text{ mm}^2$  (2,288 mm horizontal x 1,97 mm vertical) a una distancia de 0,677 mm en el eje de  $45^\circ$  nasal superior del punto de fijación que permanece igual.



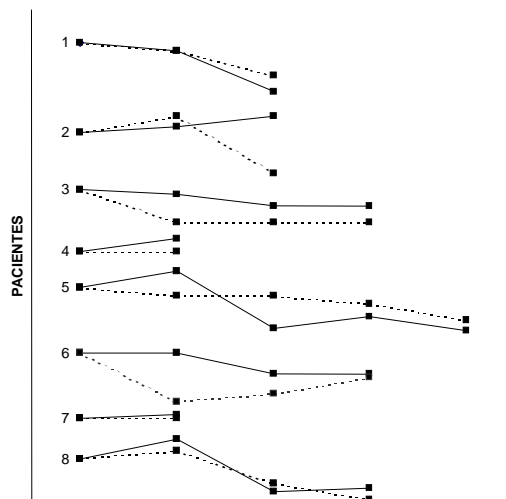
**Figura 31:** Esquema del caso 7: En el dibujo 1 observamos un escotoma profundo (área en verde) nasal y superior a la fovea (cruz negra). En el dibujo 2 se observa que tras el tratamiento con láser existe un escotoma absoluto (área en negro) mayor que el escotoma previo.

*Caso 8 (Figura 32):* Mujer de 69 años que acude tras pérdida de agudeza visual en OI de 7 días de evolución (0,600). Se realiza AGF con verde de indocianina y se diagnostica una MNC oculta extrafoveal. Sin embargo con la microperimetría no se localizan escotomas absolutos. El punto de fijación es estable. Se realiza tratamiento con láser de diodo (670 impactos,  $75 \mu$ , 0,5 s, 530 mW). Cinco meses después la agudeza visual ha mejorado a 0,800-0,900. La sensibilidad máxima es de 18 dB. Dos meses después sufre una recidiva con una disminución de agudeza visual a 0,200. Ahora la microperimetría pone de manifiesto un escotoma profundo ( $<7\text{dB}$ ) en un

área de  $4,007 \text{ mm}^2$  (0,8 mm horizontal x 1,688 mm vertical) a unos 1,076 mm temporal del punto de fijación que permanece estable. La sensibilidad de la retina circundante ha disminuido hasta los 14 dB. Se retrata con diodo (136 impactos,  $125 \mu$ , 0,5 s, 390 mW). Tres meses después la agudeza visual se mantiene a 0,250 difícil. La microperimetría demuestra escotomas absolutos dispersos dentro de un área de escotoma profundo (<5dB) de unos  $8,273 \text{ mm}^2$  (1,36 mm horizontal x 1,96 mm vertical). El punto de fijación permanece estable a 0,483 mm y la sensibilidad umbral es de 12 dB.



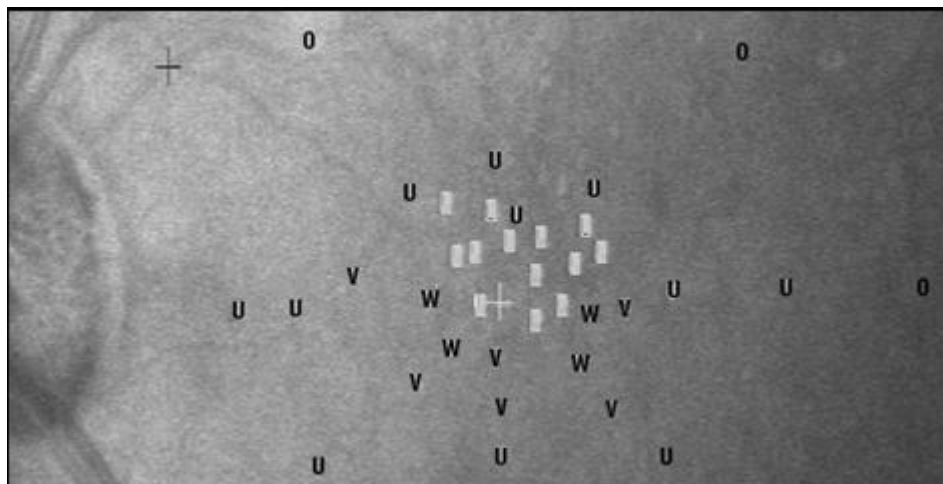
**Figura 32:** Esquema del caso 8: En el dibujo 1 observamos un escotoma profundo (área en verde) temporal y superior a la fovea (cruz negra). En el dibujo 2 se observa los escotomas absolutos (áreas en negro) que traducen los impactos de láser, embebidos en un área de escotoma profundo (área en verde).



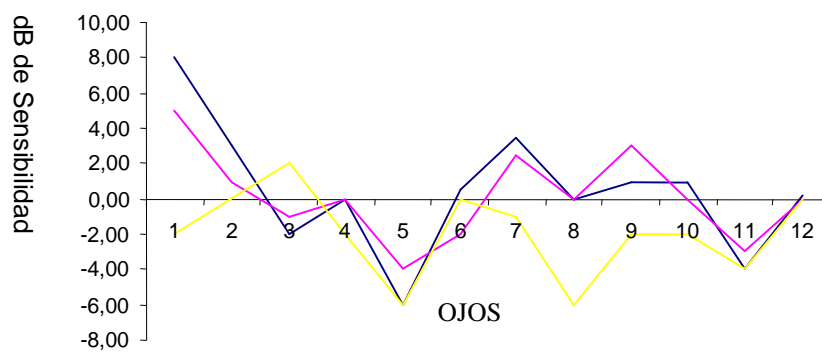
**Figura 33:** Comparación intraindividual de los cambios de agudeza visual y sensibilidad durante el seguimiento. La línea continua representa la agudeza visual, mientras la discontinua refleja la sensibilidad. No siempre un aumento de sensibilidad va acompañado de una mejora de agudeza visual y viceversa.

### 2.3. EDEMA MACULAR DIABÉTICO

Se han estudiado 12 ojos de 8 pacientes diabéticos tipo II con edema macular clínicamente significativo (EMCS) previa (Figura 34) y 3 meses posteriormente al tratamiento con láser de argón. La media de edad fue de 61 años, la distribución por sexos fue del 50% (Tabla XI del Anexo). El 75% de los pacientes presentaron una disminución generalizada de la sensibilidad del polo posterior (Tabla XII del Anexo). El tratamiento con láser produjo un cambio cuantitativo de la misma (Tabla XII del Anexo) resumido en la Tabla 14 y que se muestra gráficamente en la Figura 35. Además de la alteración en la sensibilidad media, se detectaron escotomas de mayor profundidad (entre 0 y 6 dB) correspondientes a las cicatrices del láser y a placas de exudación dura. El punto de fijación permaneció constante en todos los pacientes.



**Figura 34:** Paciente con EMCS. Escotoma relativo representado por los cuadrados opacos. El resto de la retina presenta una sensibilidad de 22-20dB (letras W y U).



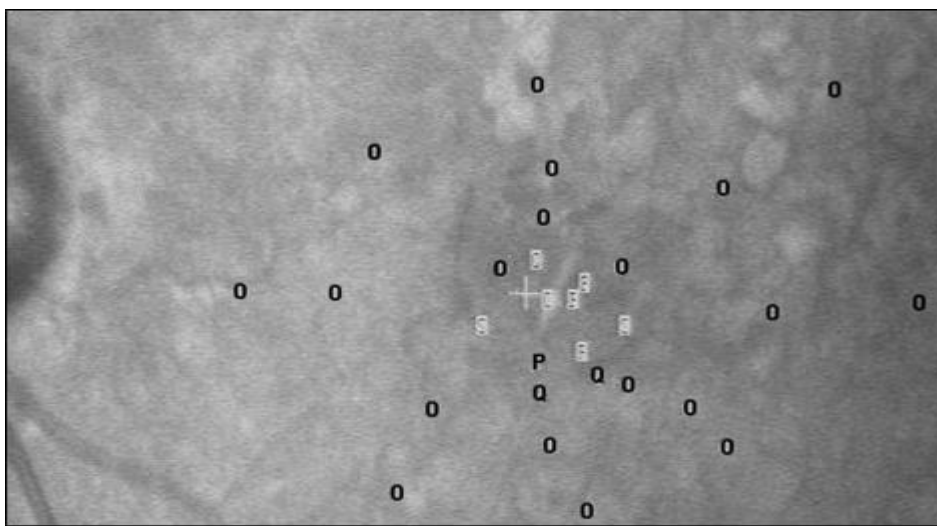
**Figura 35:** Cambio de la sensibilidad media de la retina en las tres áreas estudiadas tras el tratamiento con láser en los 12 ojos estudiados (línea azul para la excentricidad de 0-3°, línea fucsia para la excentricidad de 3-6° y línea amarilla para los 6-9°).

	Ganan sensibilidad	Pierden sensibilidad	No se modifica sensibilidad
0-3°	41,6%	25%	33,3%
3-6°	33,3%	33,3%	33,3%
6-9°	8,3%	66,6%	25%

**Tabla 14:** Porcentaje de pacientes que tras el tratamiento láser ganan, pierden o bien no cambian la sensibilidad en cada uno de los anillos estudiados.

## 2.4. DRUSAS

Se han estudiado 15 ojos de 10 pacientes con drusas blandas confluentes maculares (Figura 36). Se ha medido su sensibilidad retiniana en los tres anillos concéntricos y los valores se han comparado con los de los sujetos normales de su mismo grupo de edad (Tabla 15). Cinco de los ojos fueron tratados con láser de diodo y revisados al mes y a los 3 meses del tratamiento. La media de edad fue de 61,8 años, en cuanto a la distribución por sexos el 80% fueron mujeres (Tabla XIII del Anexo). El punto de fijación fue central en todos los casos, con una fijación estable.



**Figura 36:** Foto de la microperimetría de un paciente con drusas maculares blandas que presenta una sensibilidad generalizada de 14dB (letra O).

Ojo	agudeza visual	% decremento sensibilidad		
		A	B	C
1	0,8	-27,1%	-20,9%	-22,6%
2	1,000	0%	0%	-10,8%
3	1,250	0%	0%	-9,6%
4	0,3	-11,8%	-8,8%	-10,8%
5	0,4	-37,7%	-20,3%	-28,6%
6	1,000	0%	0%	0%
7	1,000	-6,6%	-8,8%	-34,6%
8	1,000	0%	-8,8%	-16,8%
9	0,4	0%	0%	0%
10	0,6	0%	0%	-4,9%
11	1,000	-6,6%	-8,8%	-16,8%
12	1,000	0%	-8,8%	-16,8%
13	0,250	-6,6%	-31,6%	-34,6%
14	0,6	-6,6%	-25,9%	-28,6%
15	0,4	-6,6%	-8,8%	-16,8%

**Tabla 15:** Porcentaje de decremento de la sensibilidad media de la retina en las tres zonas definidas para el estudio comparada con la de sujetos normales de su mismo grupo de edad.

En cuatro de los pacientes con drusas maculares bilaterales se realizó fotocoagulación con láser de diodo. El quinto ojo tratado corresponde al paciente número 6 (ojo 9) que a pesar de su buena sensibilidad presentaba dos placas drusenoides próximas a la región foveal (Tabla 16).

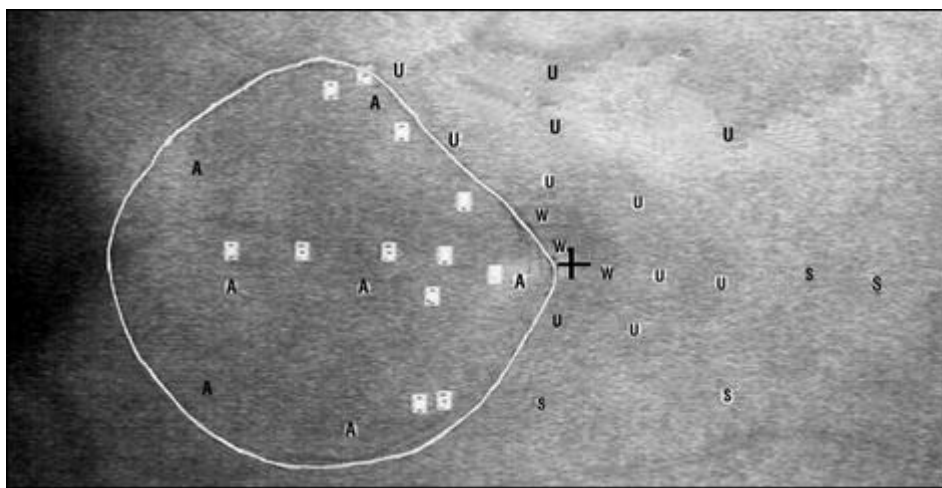
Pcte	Ojo	Cambio en la sensibilidad tras el láser			Cambio en agudeza visual		
		A	B	C	AVpre	AVpost	Cambio
2	OD	+5,26%	+2,85%	+5,54%	1,000	1,000	0
3	OI	-10,81%	-5,88%	-45,16%	0,4	0,5	+0,1
5	OI	-8,1%	0%	-6,45%	1,000	1,000	0
6	OI	0%	-2,7%	0%	0,4	0,4	0
8	OD	0%	0%	0%	1,000	1,000	0

**Tabla 16:** Porcentaje del cambio de la sensibilidad media y agudeza visual en los pacientes tratados. AVpre: Agudeza visual previa al tratamiento láser. AVpost: Agudeza visual posterior a la fotocoagulación.

Tan sólo uno de los pacientes presentó un escotoma absoluto coincidente con una cicatriz de láser. El punto de fijación permaneció constante en todos los pacientes. En el paciente número 6 las placas desaparecieron, quedando una zona paramacular de alteración de pigmento.

## 2.5. COROIDOPATÍA CENTRAL SEROSA (CCS)

Hemos estudiado cinco casos de CCS (Figura 37) correspondientes a cinco varones de edades comprendidas entre 36 y 40 años, con una edad media de 38,2 años, cuatro ojos izquierdos y un ojo derecho (Tabla XIV del Anexo). Dos de los pacientes fueron tratados con láser (pacientes 4 y 5) y revisados a los tres meses del mismo. En la Tablas XV y XVI del Anexo se muestran la localización, los diámetros y áreas de los desprendimientos serosos de todos los pacientes y de aquellos que fueron fotocoagulados, las mediciones a los tres meses.



**Figura 37:** Se ha dibujado el límite del desprendimiento seroso con una línea blanca, en su interior los decibelios se sitúan entre 17 y 12 (cuadros opacos), mientras que en la retina adyacente es de 21-22 dB (letra W y V).

La sensibilidad retiniana se encuentra disminuida, en mayor o menor cuantía, en todos los casos (Tabla 17). A pesar de la recuperación total de la agudeza visual y la enorme mejoría de la sensibilidad tras el tratamiento con láser, se pueden detectar escotomas residuales correspondientes a las cicatrices del láser y, muy probablemente, a una alteración permanente de la zona del punto de fuga y sus inmediaciones (Tabla 18). El punto de fijación fue central y estable excepto en el paciente número 3 que presentaba un cuadro crónico.

Pcte	dB 0-3°	dB 3-6°	Decremento 0-3°	Decremento 3-6°	Fijación
1	17	12	-23,0%	-40,5%	Foveal
2	18	13	-18,5%	-35,5%	Foveal
3	0	10	-100%	-47,2%	Yuxtafoveal
4	12	7	-41,7%	-63,0%	Foveal
5	19	17	-14,0%	-15,7%	Foveal

**Tabla 17:** Se expresa la sensibilidad de la retina sobre desprendimiento seroso en dos zonas, de 0 a 3° y de 3 a 6° y el decremento de la misma en comparación con los sujetos normales de su mismo grupo de edad en dichas excentricidades.

Pcte	dB 0-3°	dB 3-6°	Decremento 0-3°	Decremento 3-6°	Agudeza visual
4	23	12+0*	+10,9%	-32,4%	1'000
5	24	21	+10,6%	0%	1'000

**Tabla 18:** Se expresa la sensibilidad de la zona del desprendimiento resuelto con el tratamiento láser y el decremento que supone en comparación con los sujetos normales de su mismo grupo de edad en dichas excentricidades. La agudeza visual se recuperó en ambos casos. \*Zona coincidente con el punto de fuga tratado con el láser.



## **DISCUSIÓN**



## 1. DISCUSIÓN DEL MÉTODO

### 1.1. TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN

A diferencia de otros estudios previos (Gómez-Ulla et al., 1994; González et al., 1996), en el presente trabajo todas las microperimetrías han sido digitalizadas. La digitalización ha permitido el estudio de las imágenes de una forma pormenorizada, sin embargo durante el proceso el tamaño de la imagen se ve afectado, por lo que se hubo de redimensionar la imagen gracias al programa AutoCAD.

### 1.2. TÉCNICAS DE MEDICIÓN

A la hora de escoger la estrategia a seguir se tuvo en cuenta que el método repetitivo de ascenso y descenso a lo largo de la escala de decibelios es según Bebie et al. (1976) la mejor aproximación esquemática a las complicadas reglas de la estrategia óptima.

En cuanto a la decisión de designar como inestable la variabilidad del punto de fijación con un diámetro mayor de 2° nos basamos en el estudio realizado por Schuchard y Raasch (1992b) y el de Rohrschneider et al. (1995a) según los cuales el diámetro del área de fijación en los sujetos sanos es menor de 2°.

Antes de nada es fundamental señalar que desde finales de los ochenta existen en el mercado distintas casas comerciales (Rodenstock, Zeiss, Heidelberg, Laser Diagnostic Technologies, etc) que han producido sus propios aparatos de SLO y sus distintas versiones, por lo que no todos los resultados son comparables puesto que las especificaciones de cada uno son distintas. Incluso dentro de una misma casa, un mismo modelo y la misma versión nos encontramos con que en un artículo de Bunse et al. (2000) el porcentaje de la intensidad máxima correspondiente a cada dB no es el mismo que el nuestro (Tabla 19).

Código Alfabético	% Intensidad Máxima		dB
	Bolívar	Bunse	
A	99	98	0
B	98,8	97,5	1
C	98,5	96,9	2
D	98,1	96,2	3
E	97,6	95,2	4
F	97	94,1	5
G	96,2	92,6	6
H	95,3	90,9	7
I	94,1	88,8	8
J	92,7	86,3	9
K	91	83,3	10
L	88,9	79,9	11
M	86,49	75,9	12
N	83,5	71,5	13

*Tabla 19: Como se puede observar en la tabla la intensidad máxima que corresponde a cada decibelio es distinta en cada aparato a pesar de tratarse de la misma casa comercial y el mismo modelo.*

### 1.3. FOTOCOAGULACIÓN

En los pacientes con edema macular diabético clínicamente significativo según el ETDRS de 1985, el tratamiento focal con láser reduce substancialmente el riesgo de pérdida de agudeza visual en los diabéticos con esta patología. Así mismo, en los pacientes con drusas se ha descrito la bondad de la fotocoagulación (Frennesson y Nilsson 1997; Olk et al., 1997), disminuyendo el área media de drusas, con mínimos efectos sobre la función retiniana.

Varios estudios, incluyendo el del Macular Photocoagulation Study Group (MPSG 1990, 1994), han demostrado un efecto beneficioso del láser en MNC clásicas yuxta y extrafoveales secundarias a DMAE, puesto que a pesar de la presencia de lesiones subfoveales, los ojos tratados presentaban una agudeza visual mejor que los no tratados. Boldrey en 1989 estudió el segundo ojo afecto de 13 pacientes con MNC bilateral secundaria a DMAE mediante perimetría automática con el Humphrey modelo 610, programa 10-2 y con la rejilla de Amsler tras tratamiento con fotocoagulación. Observando que el escotoma era mucho mayor en el ojo no tratado (44.7 cm<sup>2</sup> frente a 8.6 cm<sup>2</sup>, unas 5.2 veces mayor) y que el campo central estaba más preservado en el ojo tratado, con un campo intacto dentro de los 2° de fijación, frente a mínimos islotes de campo paracentral en el ojo adelfo.

Nichols et al. en 1988, utilizando el Octopus, demostraron que tras la fotocoagulación el cambio neto ponderado fue negativo, pero las áreas de mejora tendían a localizarse más cercanas al punto de fijación que las áreas de sensibilidad reducida. Wolf et al. (1994), con ayuda del SLO, estudiaron un área de  $7 \times 7^\circ$  alrededor de la fovea utilizando estímulos de 3 a 26 dB de un tamaño de 35 a 70 min de arco y 633 nm de longitud de onda para determinar el área que contenía el 75% de los puntos de fijación en 17 pacientes con neovascularización subretiniana antes y 6 semanas después del tratamiento con láser. En 13 pacientes mejoró la sensibilidad ( $3 \pm 1,5$  dB) en la retina alrededor de la cicatriz del láser. También mejoró la estabilidad de la fijación ( $85 \pm 19$  versus  $35 \pm 16$  min de arco). Es decir, en general, mejora la sensibilidad tras el tratamiento fotocoagulador, aunque depende del número y agresividad de las recidivas, ya que la retina se va deteriorando. Orzalesi et al. (2000) estudiaron 45 MNC, predominantemente clásicas, tratadas con distintos láseres. La disminución de la sensibilidad retiniana está relacionada con la extensión y la intensidad del tratamiento. En general la sensibilidad se mantuvo mejor tras el tratamiento.

## **2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS**

### **2.1. SUJETOS NORMALES**

Los estudios microperimétricos en la población normal son escasos y existen dificultades de comparación debido a las diferentes técnicas y software utilizados. El estudio de los valores de luminancia del polo posterior en sujetos normales mediante microperimetría es importante para poder disponer de unos valores de normalidad y evaluar los escotomas no absolutos o relativos. Conocer cuál es la caída de la sensibilidad a medida que nos alejamos de la fovea y poder partir de unos parámetros de normalidad es importante.

Dado que los test psicofisiológicos siempre están sujetos a variaciones individuales, tanto inter- como intraindividuales, los valores normales sólo se pueden describir en términos estadísticos. Representan el rango de valores posibles en una población sana y son descritos con medias y desviaciones estándar. Los valores normales dependen a menudo de distintos factores como son el sexo, la edad y la experiencia. En cuanto al

sexo, al igual que Chouquet et al. (1995) en su estudio de 100 sujetos, no hemos encontrado diferencias significativas entre los datos obtenidos de hombres y mujeres. Tampoco se han detectado diferencias estadísticas entre los resultados de los ojos derechos comparados con los izquierdos. Esta hipótesis ya había sido confirmada por Weinreb y Perlman utilizando la perimetría convencional (Octopus) en 1986, y refrendada por Chouquet et al. en 1995 con el SLO.

Como en el artículo de Chouquet et al. (1995), en el 100% de los pacientes la fijación fue foveolar. Toonen et al. (1997) declararon haber detectado una disminución de la estabilidad de fijación con el incremento de edad ( $r = -0,5$ ). Así mismo, Rohrschneider et al. en su trabajo de 1998 determinan que la estabilidad de la fijación disminuye con la edad, y que no se ve afectada por la duración de la prueba. Teniendo en cuenta que hemos definido como fijación estable aquella que conteniendo el 75% de los puntos de fijación sea de un diámetro menor a  $2^\circ$ , el 100% de los casos han permanecido estables durante el examen, independientemente de la edad del sujeto.

En cuanto a la sensibilidad media de la retina, nos encontramos con que la variabilidad es enorme dependiendo de los autores, incluso dependiendo del estudio. Así, Rohrschneider et al. (1994b) sobre una muestra de 50 ojos halla una sensibilidad media de 21 dB. El mismo autor, en un artículo de 1995, sitúa la sensibilidad media de los 50 ojos de 25 pacientes entre 20 y 35 años en 32,7 dB. Unos años después (1998) presenta unos valores muy distintos, con 16,9 dB en los pacientes más jóvenes. Becker et al. (colaborador de Rohrschneider) en 1995 determina una sensibilidad media en los pacientes de la primera década incluida en el estudio de 18,05 dB. En el trabajo de Chouquet et al. de 1995 la sensibilidad media de la retina era de 20,86 dB a los  $2^\circ$ , 20,45 dB a los  $4^\circ$  y 19,93 dB a los  $8^\circ$ . Todos estos valores se obtuvieron utilizando un tamaño de estímulo igual al nuestro, y que es equivalente al GIII del perímetro Goldmann. Gómez-Ulla et al. (1994) y González et al. (1996) determinan una sensibilidad máxima de 23 dB. En el presente trabajo, aunque globalizando la media de sensibilidad retiniana macular de los 120 pacientes es de  $19,2 \pm 1,7$  dB, hemos preferido matizar los resultados dependiendo de la edad y de la excentricidad, puesto que según nuestros cálculos ambos factores influyen en la sensibilidad retiniana.

Sabemos que los resultados de todos los test psicofisiológicos son edad-dependientes. Pulos (1989), con un test de adaptación a la oscuridad, determinó que la sensibilidad de los bastones disminuía a razón de 0,05 unidades logarítmicas por década. Para Eisner et al. (1987) la media foveal

normal en ancianos era de 0,2 log mayor que en sujetos jóvenes. También se han realizado estudios con perimetría convencional; Haas et al. (1986) utilizaron el Octopus y calculó que el descenso de la sensibilidad era de 0,58 dB/década y también Heijl et al. (1987) observaron un descenso de la sensibilidad con relación al aumento de edad de los sujetos. Con el SLO Chouquet et al. (1995) al comparar las medias en el meridiano horizontal, según la edad, mediante un análisis de regresión múltiple sobre los resultados obtenidos con el tamaño GI, encontró una variación significativa de 2 dB entre el grupo más joven y el más anciano. Sin embargo no encontró variaciones dependientes de la edad en los tamaños GIII ni GII. Becker et al. (1995) por su parte determinó un detrimento de la sensibilidad debido a la edad de 0,55 dB/década. Por último, Rohrschneider et al. (1997) estipuló una pérdida de 0,275 dB/década. Para Toonen et al. (1997) la sensibilidad no sólo disminuye con la edad, si no que también lo hace con la excentricidad, opinión que no comparten Rohrschneider et al. (1998), aunque Weinreb et al. (1986) determinaran con el Octopus una disminución de 0,377 dB/grado. Gómez-Ulla et al. (1994) y González et al. (1996) presentan un estudio sobre sujetos normales con una muestra de 30 individuos y observa que existe una caída suave y progresiva de la sensibilidad a medida que nos alejábamos del punto de fijación. Dicha caída era del orden de 1 dB/1-2° y seguía una curva exponencial decreciente conforme aumentaba la excentricidad.

Al unir los puntos de igual luminancia la curva que describen las isópteras se asemeja a una circunferencia, si bien es cierto que cuanto más excéntricos son los valores el dibujo tiende a adoptar una forma elipsoidal. En Gómez-Ulla et al. (1994) y González et al. (1996) la elipse que se presenta podría deberse a que tan sólo se habían estudiado 4 ejes (superior, inferior, temporal y nasal), mientras que el estudio actual determina 8 puntos por grado de excentricidad (superior, inferior, temporal, nasal, nasal superior, nasal inferior, temporal superior y temporal inferior).

Como en cualquier perimetría la determinación del umbral luminoso muestra una dispersión, es decir, en algunas situaciones el estímulo se detecta a una intensidad “x”, en otras a una “y”, etc. A esta variabilidad intrínseca del umbral luminoso se la denomina fluctuación y representa el margen de variación que puede mostrar el umbral luminoso durante una exploración. En cuanto a esta fluctuación a corto plazo, estamos de acuerdo con Rohrschneider et al. (1998) en que es similar a la de la perimetría automatizada convencional ( $2\pm 0,8$  dB).

## 2.2. GRUPOS CON PATOLOGÍAS

### 2.2.1. *Agujero Macular*

Al igual que observan el resto de los autores, en nuestro caso el 100% de los agujeros presentaron un escotoma absoluto central (Guyer et al., 1990; Acosta et al., 1991; Sjaarda et al., 1993a,b,c; Sunness et al., 1993; Guez et al., 1994; Bosher et al., 1995; Kakehashi et al., 1996; Bolívar et al., 1996; Hudson et al., 1997; Tsujikawa et al., 1997; Nakabayashi et al., 2000; Hikichi et al., 2000; Haritoglou et al., 2001; Hikichi et al., 2001a,b) rodeados de un escotoma relativo (Acosta et al., 1991; Sjaarda et al., 1993a,b,c; Bosher 1995; Bolívar et al., 1996; Hudson et al., 1997; Hikichi et al., 2000; Haritoglou et al., 2001; Hikichi et al., 2001b; Pilotto 2003). En la serie de Smith et al. (1990) en un 19% de los casos no se observaba un halo de desprendimiento circundando el agujero y en la de Acosta et al. (1991) eran un 23%. En los casos aquí estudiados suponen el 21,73%. Como en otros trabajos no se detectó escotoma absoluto en el pseudoagujero (Guyer et al., 1990; Guez et al., 1994; Kakehashi et al., 1996; Tsujikawa et al., 1997; Varano et al., 2002).

Así mismo la fijación se situó predominantemente (77,2%) por encima del meridiano horizontal (Acosta et al., 1991; Le Gargasson 1993; Sunness et al., 1993; Guez et al., 1994; Le Gargasson et al., 1994; Hikichi et al., 1994; Bolívar et al., 1996; Nakabayashi et al., 2000), difiriendo de los resultados del estudio de Boscher et al. (1995) aunque sí coincide en cuanto a su localización nasal a la fovea (63,6%) en contra de otros autores (Acosta et al., 1991; Hikichi et al., 1994). Siguiendo el ejemplo de Le Gargasson et al. (1994) se estudió la preferencia de fijación con respecto al eje vertical teniendo en cuenta el ojo y se obtuvo como resultado que el 50% de los ojos derechos fijaban en la hemirretina temporal y el 76,9% de los ojos izquierdos lo hacían en la nasal. Hay que tener en cuenta que en la muestra el número de ojos izquierdos era muy superior al de ojos derechos con lo que podría variar el porcentaje en muestras mayores. De hecho el mismo autor, en un estudio anterior (Le Gargasson, 1993), con un número reducido de casos obtenía un 50% de fijación en cada hemirretina. Un 27,2% de las fijaciones se definieron como variables al recurrir a más de un punto de fijación definido. El único caso de fijación inestable coincidió con uno de los casos de desprendimiento de retina. En el 72,2% el punto de fijación se situó sobre el anillo de desprendimiento.

Acosta et al. (1991) detectaron una sensibilidad normal en un 96% de sus casos, lo que como ya analizaron Boscher et al. (1995) tan alto porcentaje pudiera deberse a una cierta imprecisión en la metodología, ya que se tomó arbitrariamente como valor límite para determinar un escotoma el 40% del valor máximo del estímulo luminoso sin referirse a ningún estudio estadístico sobre una población normal. Chouquet et al. (1995) detectaron por su parte un escotoma relativo en tan sólo un 28% de los casos, ya que se basaban en un estudio realizado por ellos mismos en una población normal con una sensibilidad media de alrededor de 12 dB, utilizando un tamaño de estímulo comparable al GI. La proporción de escotomas relativos aumentaba considerablemente (aproximadamente un 52%), acercándose a nuestros valores, si tomaban en consideración como criterio de disminución la retina adyacente sana (Schneider et al., 1993b).

En cuanto al tamaño del agujero, los datos coinciden con los de la mayoría de los autores. Con respecto al escotoma absoluto, nuestro rango se encuentra entre las 200 y las 700 micras de diámetro con una media de unas 450, parecerían algo menores que los de García-Arumí et al. (2001) pero se ha de tener en cuenta que los agujeros presentados en su artículo eran de miopes. Sjaarda et al. en dos de sus trabajos de 1993b,c presenta un radio de 256 (Sjaarda et al., 1993c) y 219 micras (Sjaarda et al., 1993b) lo que nos daría unos diámetros de 0,512 y 0,438 mm. Para Smith et al. (1990) el diámetro sería mayor:  $0,57 \pm 0,13$  mm. Y el rango de Boscher et al. (1995) iría de 300 a 830  $\mu$ , mientras que nuestros resultados del 1996 se encontraban entre las 70 y las 400  $\mu$ . Nakabayashi et al. (2000) presentan sus resultados en diámetros de disco (0,25) lo que serían unos 0,36 mm. Tan sólo dos autores presentan una cifra del área, Byhr y Lindblom (1998) con  $0,14 \text{ mm}^2$  para agujeros en estadio III y Weinberger et al. (1995) con  $0,32 \text{ mm}^2$ , mientras que la media del área, según nuestras medidas, sería el doble de grande ( $0,693 \pm 0,472 \text{ mm}^2$ ). Sjaarda et al. (1993b) llegaron a la conclusión de que el tamaño de los agujeros dependía del tiempo de evolución, aún con agudezas visuales similares. En la muestra los pacientes con un año o más de evolución presentaban los mayores tamaños. Tan sólo un paciente con una corta evolución de 2 meses presentó un tamaño de alrededor de  $1 \text{ mm}^2$ . En lo concerniente al diámetro del anillo existen mayores discrepancias: nosotros obtenemos unas  $225 \pm 74 \mu$  frente a  $523 \pm 157 \mu$  de Amari et al. (2001),  $552 \mu$  de Byhr y Lindblom (1998),  $1190 \mu$  de Smith et al. (1990), o a las  $100 \mu$  de Gómez-Ulla et al. (1996). Los resultados de Boscher et al. (1995) se acercarían más a nuestras cifras al presentar un rango de 150 a 450  $\mu$ . Es probable que el aumento de las

dimensiones con respecto a los resultados presentados por Gómez-Ulla et al. (1996) se deba al cambio en los métodos de medida.

Tras el desarrollo de las técnicas de cirugía del segmento posterior se ha utilizado el SLO para valorar los resultados. Todos los autores (Sjaarda et al., 1993a,c; Sunness et al., 1993; Le Gargasson, 1994; Nakabayashi et al., 2000; Hikichi et al., 2000 y 2001a,b) coinciden que el éxito anatómico se correlaciona con el funcional en un porcentaje muy elevado de los casos, desapareciendo el escotoma absoluto y mejorando los relativos (Hikichi et al., 2001b observa que 37% no presentan escotoma alguno, 52% queda un escotoma relativo y en 11% persiste el absoluto). Aunque hay que tener en cuenta que existe la posibilidad de la aparición de escotomas paracentrales de carácter posiblemente iatrogénico (Haritoglou et al., 2001).

### 2.2.2. *Membrana Neovascular Coroidea*

Al comparar la muestra a estudio con el trabajo que publicamos hace cuatro años (Bolívar et al., 1999) encontramos un aumento de la media de edad (de 60,6 a 70,37 años) más acorde con los datos de otros autores (Loewenstein et al., 1998: 70,7 años, 72 en el grupo de DMAE del Macular Photocoagulation Study Group (MPSG, 1994) o Binder et al., 2002: 73,5 años), pero que se podría explicar por la distinta proporción de pacientes miopes incluidos en el estudio (20% en 1999 y 12,5% en el presente). También es mayor el tanto por ciento de mujeres (50% en 1999 frente a 62,5% en el presente), una cifra que también se da en otras muestras (Binder et al., 2002: 61,5%).

En el estudio de las MNC y su evolución, la autoexploración con rejilla de Amsler podría resultar de utilidad ya que en un estudio de 103 pacientes con MNC en los que Fine et al. (1986) revisaron los primeros síntomas llegaron a la conclusión de que los pacientes percibían los cambios visuales centrales, como la metamorfopsia, mayormente en la visión cercana, y no en la lejana. Pero, según el autor, el test no resultaba fiable para detectar cambios en el campo visual central debido a incumplimiento por parte de los pacientes. Además la rejilla de Amsler en pacientes con DMAE puede ser de un valor limitado debido a la depresión generalizada del campo central. En cuanto a la perimetría automatizada convencional rara vez sirve de ayuda para determinar el resultado funcional de la fotocoagulación perifoveal puesto que la realización de la misma generalmente tampoco es fiable.

Gracias a la elaboración de mapas funcionales del SLO (Timberlake et al., 1989) se pueden caracterizar las pérdidas debidas a MNC. El conocimiento

del área de fijación puede proporcionar información sobre los efectos visuales de la patología subyacente. Los mapas pueden ser útiles a la hora de describir las relaciones visuopatológicas de las hemorragias subretinianas. También son útiles para los profesionales que trabajan en el campo de la baja visión puesto que el conocimiento de la localización de los escotomas es una importante arma terapéutica, ya que como presentaron Ergun et al. (2000) existe una correlación entre el tamaño del escotoma absoluto (y no de los relativos) con la capacidad de lectura. Así mismo, pueden aportar información sobre los efectos de la patología retiniana en la vecindad de la lesión. En las retinas normales la agudeza visual cae de forma lineal con la excentricidad, pero parece que las enfermedades maculares pueden producir cambios de agudeza visual de forma compleja, dependiendo de la localización de las lesiones.

Entre los trabajos que se han ocupado del estudio de la sensibilidad retiniana en las MNC nos encontramos con que, a pesar de lo que pudiera parecer, no todas las MNC producen escotomas absolutos. De hecho, en dos de nuestros pacientes la disminución de la sensibilidad retiniana fue tan leve que no se pudo detectar la membrana mediante microperimetría. Puesto que en todos los casos el estudio perimétrico se realizó independientemente del estudio angiográfico y sin que el examinador conociera previamente la patología a estudio ni su localización, pequeños escotomas podrían pasar inadvertidos. Un 37,5% de los casos presentaron un escotoma relativo profundo, similar al resultado que ya publicamos (Bolívar et al., 1999) (35,7%), y Ghirlando et al. (2003) (36%). Aunque otros autores presentan unas cifras algo superiores: Schneider et al. (1995) 45% y Fasce et al. (1996) 50%, lo que pudiera deberse a que el primero utilizó microperimetría cinética en su estudio y el segundo, perimetría automatizada con el Humphrey. Pero no sólo con otras técnicas, Orzalesi et al. (2000) también aporta altas cifras de escotomas absolutos coincidentes con MNC (66%). En otro artículo presentado por Schneider et al. en 1996 se utiliza una técnica de SLO basada en una combinación de microperimetría estática y visualización directa de la MNC mediante ICG (aprovechando que los picos de emisión y absorción de la misma se encuentran en el rango del infrarrojo), ya que la delineación precisa de los bordes de la membrana utilizando infrarrojos resulta frecuentemente difícil. Se estudiaron 40 MNC secundarias a DMAE. El porcentaje de escotomas absolutos fue de 52,5%. Los escotomas fueron más profundos en las MNC bien definidas que en las ocultas (Schneider et al., 1996; Ghirlando et al., 2003). En nuestro caso no se ha encontrado ninguna relación entre la profundidad del escotoma y la clasificación angiográfica de las membranas. El tamaño de la MNC se

correlacionó con la profundidad del escotoma, cosa que tampoco hemos podido comprobar. Para Rohrschneider et al. (1997) los escotomas eran absolutos en los casos en que las MNC superaban el milímetro cuadrado de área. En cuanto al tamaño del escotoma de nuestro estudio, el área media de los escotomas absolutos fue de  $1,133 \text{ mm}^2$ , mientras que la de los relativos fue de  $11,002 \text{ mm}^2$ . Otros autores barajan cifras como: a los 5 años el 68% de las lesiones maculares tratadas y el 74% de las no tratadas eran mayores de 2 Diámetros Disco (DD) (MPSG 1994),  $61,7 \pm 14^\circ \text{ arc}^2$  (Sabates et al., 1994),  $2,12 \pm 0,5 \text{ DD}$  (Fasce et al., 1996), 52,6% entre 0,5 y 1 DD (Schneider et al., 1996), 1 DD (Orzalesi et al., 2000),  $2,45 \pm 1,82 \text{ mm}^2$  (Bottoni et al., 1999),  $15,2 \text{ mm}^2$  (Hudson et al., 1997), o 6 áreas de disco en el caso de MNC secundarias a DMAE y 2 áreas de disco, en las debidas a otras patologías (Loewenstein et al., 1998), o entre 1 a 12 áreas de disco, con una media de 2 (Fujii et al., 2002). En ocasiones hemos podido detectar, al igual que Petersen et al. (1998), Tezel et al. (1996) y Loewenstein et al. (1998), escotomas mayores que la propia MNC (caso 2).

Según Schneider et al. (1996) los ojos con una mayor duración de los síntomas y MNC presumiblemente más antiguas presentaban escotomas más profundos, pero es un resultado que nosotros no hemos podido constatar debido al pequeño tamaño de nuestra muestra. Sí que coincidimos con Rohrschneider et al. (1997) al no hallar relación entre la agudeza visual inicial y la profundidad del defecto. En nuestro trabajo pudimos observar, coincidiendo con otros autores (Morgan y Schatz, 1989; Ishiko et al., 1998), un aumento de las cicatrices con el paso del tiempo.

Wolf et al., ya en 1993, presentaron una comunicación oral en Heidelberg sobre la utilidad de la microperimetría para el diagnóstico y posterior tratamiento con láser de las MNC. Debido a la capacidad de la luz infrarroja de penetrar las opacidades de los medios oculares, para Staurengi et al. (1995) es posible detectar MNC con el SLO en casos de cataratas, intolerancia al contraste o pequeñas hemorragias vítreas y permite controles frecuentes, para detectar precozmente las recidivas, ya que no es una prueba invasiva. Por eso en nuestro trabajo previo (Bolívar et al., 1999), en uno de los casos el tratamiento se basó en la aparición de metamorfopsias y de la alteración de la sensibilidad detectada por la microperimetría, ya que la paciente había presentado intolerancia al contraste y se había desaconsejado la realización de angiografías.

Como en la anterior comunicación (Bolívar et al., 1999) el 100% de las cicatrices de láser coincidieron con un escotoma absoluto. A diferencia de la misma, hemos observado un aumento del número de recidivas de un 40%,

en el trabajo previo (Bolívar et al., 1999), a un 75% en el estudio actual. Bien pudiera deberse a que en este caso el tiempo de seguimiento ha sido mayor (15 meses de media frente a los 6 meses del trabajo anterior). Si bien es verdad, que estudios aun más largos como el del MPSG (1990) dan cifras del 47% a los 5 años. Otros autores como Fine (1988) suben hasta 50-60% a los 2 años. En cuanto al porcentaje de persistencia de membrana, en nuestra muestra se ha detectado tan sólo un caso de persistencia de membrana frente al 32% presentado por el MPSG (1990). Por supuesto el tamaño de la muestra es fundamental, pero quizás influyan también otros factores como el tipo de láser. Nosotros utilizamos láser diodo y el único caso de persistencia fue el tratado con láser argón, mientras que en el estudio citado se utilizó un láser de kriptón rojo.

La mayoría de los casos de membranas neovasculares se encuentran a una pequeña distancia del punto de fijación lo que supondría una disminución importante de la agudeza visual en caso de ser tratadas con fotocoagulación. Por eso, uno de los datos fundamentales que nos ofrece el SLO es la localización del punto de fijación y su estabilidad. Y en ello ha demostrado ser, con mucho, superior al resto de las técnicas de exploración. Mimoun et al. (1995) realizó un estudio comparativo con fotografías tomadas con la lámpara de hendidura fijando en un punto de láser kriptón, y observó que, además de resultar más reproducible, y por tanto fiable, el estudio microperimétrico del punto de fijación con el SLO aporta información sobre su estabilidad. Fasce et al. en 1996 mostró persistencia de fijación central en un ojo en el cual la perimetría convencional no había sido capaz de demostrarla. Para Piermarocchi et al. (1998) la distancia entre los límites de las membranas neovasculares de miopes magnos y el centro de fijación era menor de 200  $\mu$  en el 74% y una media de 380  $\mu$  en el resto. Este autor también afirmó que en más de un tercio de dichos pacientes la fovea anatómica no coincide con la funcional. Para Jalkh (1983) con el Autoplot los resultados fueron similares en pacientes con MNC secundarias a DMAE. Loewenstein et al. (1998) en sus mediciones halló un 47,36% de las MNC situadas a menos de 500  $\mu$  de la fovea.

Ya Schneider et al. en 1993a, y más tarde Fletcher et al. en 1997, confirmaron que a mayor excentricidad del punto de fijación corresponde una mayor inestabilidad, nosotros mismos pudimos comprobarlo en un estudio previo (Bolívar et al., 1999). Según Coscas et al. (1991) y Timberlake et al. (1986), la mayoría de los pacientes tratados y todos los intratables desarrollan una fijación excéntrica en el transcurso de unos meses desde el inicio de la enfermedad. Schneider et al. en su trabajo de

1996 presentaba un 55% de fijaciones estables, Mimoun et al. (1995) un 50% y Fujii et al. (2002) un 62%. En nuestro caso el 100% de las MNC eran extrafoveales y la fijación permaneció estable en todos los casos a excepción del número 2 y del número 5 que se hicieron inestables a los 6m y al año, respectivamente; es decir, en un 75% no se vio afectada frente al 90% que presentamos en el trabajo de Bolívar et al. de 1999. De nuevo se podría achacar al aumento del tiempo de seguimiento. Mientras que en el resto de los pacientes la distancia media del borde de la MNC al área de fijación fue de unos 0,630 mm, en estos dos, ya en la primera microperimetría, el punto de fijación se situaba englobado en el escotoma o bien en uno de sus bordes, aunque en ambos fuera en un principio estable. Así como en el primer caso la alteración apareció ya antes de la recidiva, en el segundo, el cambio se produjo tras dos recidivas. Evidentemente, la distancia del escotoma al área de fijación y el número de recidivas y su localización van a ser factores esenciales a la hora de desestabilizar el punto de fijación. Consideramos, como Yuzawa (1996), que la distancia del borde de la MNC al centro de la zona foveal avascular y el punto de fijación es un factor predictivo de la agudeza visual post-tratamiento. También Tezel et al. (1996) encontró que la agudeza visual media fue de 20/60 en pacientes con fijación estable y 20/137 en los otros. La agudeza visual se correlacionó negativamente con la distancia del punto de fijación a la fóvea.

Entre los resultados de Schneider et al. de 1996 el punto de fijación fue excéntrico en el 45% de los pacientes y en estos casos se situaba junto, o sobre el borde de la MNC y por encima del meridiano horizontal. Weiter et al. (1984) estudiaron la agudeza visual con respecto a la distancia a la fóvea en la enfermedad macular encontrando que cuando existía una fijación excéntrica la localización del escotoma central era, en la mayoría de los casos, superior a la zona de fijación. La agudeza visual de pacientes con lesiones foveales discretas fue menor que en sujetos normales y aquellos con fijación excéntrica mucho menor de lo esperado. Según Timberlake et al. (1986) se ha asumido que el locus de fijación se encuentra lo más cercano posible a la fóvea, los autores no encontraron ninguna regla para el emplazamiento del área de fijación con respecto al escotoma. En general todos los pacientes utilizaban una sola área de fijación, excepto aquellos con unos síntomas de menos de 24 meses de evolución. La fijación en áreas excéntricas era menos estable de lo normal. Los pacientes fijaban tan establemente o incluso más de lo que lo harían sujetos normales a dicha excentricidad. El tamaño del área de fijación no parece estar bien correlacionado con la agudeza visual. Test psicofísicos sugieren que al aumentar el tamaño del escotoma disminuye la estabilidad de fijación

(Whittaker, 1988). Leigh et al. (1989) estudiaron el efecto de la pérdida de agudeza visual monocular sobre la estabilidad de la mirada llegando a la conclusión de que una larga privación de agudeza visual en un ojo produce una inestabilidad en el plano vertical y horizontal, más marcada en el primero. Un estudio de Fletcher et al. (1994 y 1997), en una gran población de baja visión, indica que existe una fuerte tendencia del sistema visual a evitar colocar los defectos campimétricos por debajo del área de fijación y una tendencia más débil de evitarlos a la izquierda del mismo. Rohrschneider et al. en 1997 realizaron microperimetrías en MNC bien definidas previamente a la fotocoagulación con SLO observando que el resultado subjetivo tendía a ser mejor en las membranas en las que el punto de fijación se situaba en el margen izquierdo (es decir, temporales en ojos derechos) o en el superior, incluso cuando la agudeza visual no mejoraba. La capacidad de lectura mejoraba en estos ojos debido a una disminución de la metamorfopsia y un incremento de la estabilidad. Guez et al. (1993) demostró que la fijación se ve influenciada por los mecanismos de lectura, por lo que los individuos con escotomas centrales bilaterales desplazan la fijación a la hemirretina temporal en el ojo derecho y a la nasal en el izquierdo, y viceversa. Para Tanaka et al. (2001) los ojos con escotomas en el campo visual parafoveal derecho presentan una disminución significativa de la velocidad de lectura en los textos alineados horizontalmente. Ishiko et al. (2002) nos recuerda que el área de fijación no viene determinada tan sólo por la retina funcionante exenta de atrofia corioretiniana, sino que también juegan un importante papel las interacciones binoculares, haciendo que, dentro de lo posible, ambos ojos utilicen áreas correspondientes. Aunque también parece que el éxito del uso de ayudas visuales y el poder de magnificación de las mismas necesario para conseguir leer es independiente de la persistencia de fijación central o de residuos de agudeza visual central, ya que entran en juego muchas otras variables, como son: la motivación, el ejercicio y la educación. En el artículo de Fasce et al. de 1996 de los 9 ojos con fijación paracentral, en todos ellos el punto de fijación se situó en el margen súpero-derecho. Lo cual se correlaciona con la recomendación hecha por Schneider et al. en 1993a según la cual se deben limitar los impactos de láser a un mínimo en la zona macular superior-derecha homónima, para intentar conservar la fijación lo más estable posible. En nuestro caso los dos pacientes que desarrollaron una fijación excéntrica eran ojos derechos. Uno de ellos (paciente número 5) desplazó su área de fijación hacia  $0,87^\circ$  nasal y  $6,1^\circ$  superiormente, mientras que el otro (paciente número 2) lo hizo  $8,16^\circ$  temporal y  $5,45^\circ$  inferiormente. Al ser una muestra pequeña no se han podido extraer conclusiones al respecto. Claro que

parecería lógico pensar que el desplazamiento viene condicionado por la situación de la MNC, y se haría en el sentido en el que el área de fijación intentaría permanecer siempre lo más cercana posible a la fovea. De hecho, en el citado estudio de Ishiko et al. (2002) en el 25% de los pacientes con atrofia corioretiniana secundaria a alta miopía el punto de fijación se localizaba embebido por la zona de escotoma macular y en el 45% en el borde del escotoma.

En cuanto a otras tendencias terapéuticas como la cirugía, el SLO se incluye ya en el protocolo de la misma (Le Quoy y Chouquet, 2001), y gracias a él se han descrito hallazgos como los de Sabates et al. (1996) que realizaron la microperimetría con SLO en 4 casos como evaluación de cirugía submacular. Estos autores observaron que la determinación del punto de fijación puede ser útil en la selección del lugar para la incisión de la retinotomía. La detección de la localización del escotoma relativo y su tamaño en relación con el punto de fijación también puede ser útil para la valoración del resultado quirúrgico. Müller (2000) comparó los resultados, en cuanto a la sensibilidad retiniana, obtenidos con la cirugía y el láser y parece ser que la balanza se inclina por la escisión. A pesar de que la cirugía no siempre da como resultado una mejora importante de la agudeza visual, puede contribuir a cambiar el tamaño y localización de los escotomas, con lo que la fijación puede mejorar lo que posibilita una rehabilitación visual. Tsujikawa et al. (1998) utilizaron la microperimetría con el SLO para determinar el cambio de la sensibilidad retiniana producido por la escisión quirúrgica de MNC y su influencia en la agudeza visual postoperatoria. Según sus resultados la cirugía no supuso un cambio significativo de la sensibilidad retiniana en el área de la MNC. En los casos de MNC subfoveales secundarias a DMAE, la sensibilidad retiniana guarda una clara relación con el resultado visual. Los resultados de la escisión de MNC son desalentadores en cuanto al resultado visual postoperatorio. Sin embargo, si la sensibilidad retiniana puede ser controlada, el resultado visual mejora.

Petersen et al. (1998) estudiaron con el Octopus 1-2-3, utilizando el programa g1, hemorragias subretinianas y MNC secundarias a DMAE antes y después de la cirugía. Se obtuvieron como resultados un área dañada oftalmoscópicamente visible menor, una disminución del tamaño del escotoma absoluto, y un aumento del tamaño de los escotomas relativos en la zona del campo visual más allá de los 30°. El escotoma postoperatorio resultó unos 2 dB menor, y no se objetivó ningún efecto de la cirugía sobre la agudeza visual. Hudson et al. (1995) utilizaron el SLO en 6 ojos y encontraron un 36% de crecimiento del escotoma tras la extracción quirúrgica de las MNC. En cambio según los resultados obtenidos por

Iacobucci et al. (1997) la cirugía supuso una reducción en un 21% del tamaño de los escotomas absolutos y del 36,4% de los relativos. Fujikado et al. (1998a) realizaron exéresis de MNC y translocación retiniana en una mujer con DMAE y localizaron el punto de fijación sobre la MNC gracias a la microperimetría con SLO. Tras la cirugía el punto de fijación se desplazó inferonasalmente a una distancia de 0,6 diámetros de disco. Bottoni et al. (1999) estudiaron la escisión quirúrgica de MNC en 10 pacientes con alta miopía. De los pacientes estudiados con SLO dos presentaban escotomas relativos sobre la MNC preoperatoriamente (24 a 26 dB) y conservaban cierta sensibilidad postoperatoria (11 a 16 dB), mientras que en los pacientes con escotoma absoluto, éste persistió tras la cirugía. Según el trabajo de Loewenstein et al. (1998) los resultados demuestran que en algunos pacientes el área alterada durante la cirugía puede permanecer funcional postoperatoriamente. No sólo él, otros autores como Abe et al. (2001) o Stanga et al. (2002) se muestran de acuerdo sobre este último punto. La fijación puede localizarse dentro de una zona de aparente atrofia tras la cirugía. Sabates et al. (1994) estudiaron 15 CNV operadas y 10 tratadas con láser y parece ser que el tratamiento quirúrgico obtiene en sus manos una función visual y un potencial de rehabilitación, al menos, comparable con el láser. La fijación y la sensibilidad de contraste medidas con el SLO resultaron similares en ambos grupos. En dos casos de translocación foveal de Fujikado et al. (1998b) el SLO demostró el desplazamiento del punto de fijación posterior a la cirugía, alejándose del escotoma y aumentando el área de retina preservada circundante al mismo. Para Fujii et al. (2002) el SLO nos aporta valores predictivos positivos (fijación central, estable, ausencia de escotoma absoluto central) y negativos (fijación excéntrica y escotoma absoluto central, con pobre fijación) ante la cirugía.

Para evaluar otros tratamientos como la terapia fotodinámica Gerosa et al. (2001) estudiaron 30 pacientes sometidos a dicho tratamiento concluyendo que la lectura y la sensibilidad retiniana parecen cursar paralelas a la evolución de la agudeza visual. En la mayoría de los casos se produjo una mejora o, cuando menos, una estabilización funcional que resultó relativamente independiente del cierre completo de las membranas. Para Fletcher et al. (2001) el tamaño del escotoma disminuyó en el 56% de sus pacientes, aumentó en el 6% y no sufrió variaciones en el 38%. El tamaño medio pretratamiento fue de 35,2 grados cuadrados y de 24,2 grados cuadrados posteriormente al mismo, con una disminución media de un 31%. Si comparamos la gran mejora en cuanto a tamaño, la mejora en la agudeza visual de los pacientes fue discreta. Y en el caso de Bunse et al. (2000) tras

una sesión de fototerapia un 8% de los escotomas disminuye de tamaño, un 31% aumenta y el 61% no varía. Pero tras sesiones repetidas las cifras cambian obteniendo un 70% que reducen su tamaño, un 30% invariables y ningún caso en el que aumentara la superficie del escotoma. Tampoco aparecieron nuevos escotomas. En el 95% de los casos no se modificó el patrón de fijación

Por último, Algvere et al. (1994) utilizaron la microperimetría con el SLO para valorar la evolución de trasplantes de epitelio pigmentario fetal en pacientes con DMAE y neovascularización subfoveal. También ha sido utilizado como indicador del beneficio terapéutico del trasplante de epitelio pigmentario retiniano en MNC por DMAE (Binder et al. 2002), al demostrar que a pesar de que en ninguno de los pacientes presentaba fijación foveal previamente al trasplante, con un 50% de fijaciones yuxta o extrafoveales y 50% que no fijaban, tras el mismo las cifras son mucho más alentadoras: con un 21,3% de fijaciones centrales, 43% extrafoveales aunque un 35,7% siguen sin conseguir fijar. Debido a la dificultad de obtener células de epitelio pigmentario retiniano autólogas, se ha ensayado con células autólogas de epitelio pigmentario de iris (Aisenbrey et al., 2002) y, aunque no existió mejora en la fijación medida con microperimetría, el trasplante fue bien tolerado y la mayoría de los pacientes estabilizaron su agudeza visual.

### 2.2.3. *Edema Macular Diabético*

Es sabido que el edema macular es una de las principales complicaciones de la retinopatía diabética, y la causa más frecuente de disminución moderada de la agudeza visual en estos pacientes (Ferris y Patz, 1984). Si bien es cierto que puede darse alguna recuperación espontánea, el edema tiende a cronificarse y más de la mitad de los pacientes pierden 2 o más líneas de agudeza visual en alrededor de 2 años. Además se produce una distorsión del campo central (5-10°) y una depresión del campo correspondiente al área del edema (Sims et al., 1990). Para evitarlo, el único tratamiento que ha demostrado ser beneficioso hasta el momento es la fotocoagulación, a pesar de que su aplicación puede suponer una disminución de la agudeza visual (Bonafonte y García, 1996).

Aunque la evaluación de la enfermedad retiniana no constituye el principal objetivo del campo visual, puede en ocasiones correlacionar las pérdidas de agudeza visual con anomalías estructurales retinianas (áreas de hemorragia, exudados e isquemia pueden dar lugar a alteraciones en el

campo) (Bek, 1990). Quizás sea por ello que existen pocos trabajos sobre el tema. Striph et al. (1988) utilizaron el programa 10-2 del Humphrey y Sims et al. en 1990 el 32 del Octopus 201 en pacientes diabéticos. En ambos casos la disminución de la sensibilidad retiniana de las zonas tratadas se situó en torno a los 3-4 dB. Para Bek (1992) los escotomas reflejan áreas isquémicas susceptibles de ser tratadas con láser sin menoscabo de la función retiniana, puesto que son áreas no-funcionantes. Como señalan Striph et al. (1988), Ishiko et al. (1998) y Rohrschneider et al. (2000) es imposible distinguir con la perimetría automatizada los escotomas debidos al tratamiento con láser de los debidos al propio edema macular, puesto que no se puede determinar la localización del estímulo actual y su correlación exacta con las alteraciones funduscópicas. Además, es difícil medir la sensibilidad en pacientes con baja visión o pérdida del campo visual central debido a la inestabilidad de la fijación. En el 75% de los pacientes estudiados presentaron disminución de la sensibilidad, dato comparable con el 73,7% obtenido por Mori et al. (2002). Aunque, como en el trabajo de Segato et al. (2003), se pueden detectar de forma entremezcladas áreas con sensibilidad conservada.

Entre los trabajos de microperimetría con SLO en el estudio de pacientes diabéticos cabe destacar los de Ishiko et al. en 1998 y Rohrschneider et al. en el 2000. El primero ilustra los dos tipos de pérdida visual tras la terapia láser, una pérdida inmediata debida a una estimación errónea del emplazamiento del punto de fijación que conlleva un daño del mismo con un subsecuente cambio de su localización e inestabilidad. Y un segundo tipo tardío debido a la expansión de las cicatrices del láser.

El artículo de Rohrschneider et al. (2000) se basa en los resultados con 30 pacientes, llegando a la conclusión (ya presentada por otros autores como Midena et al. en 1992) de que no existe una correlación significativa entre la agudeza visual y la sensibilidad. En ojos con patología perimacular, como exudados o circinadas, la sensibilidad puede empeorar a pesar del aumento de la agudeza visual. En cambio la función central puede deteriorarse con una sensibilidad media estable o incrementada cuando el edema ya ha destruido los conos foveales. Puesto que la cantidad y localización del edema varía, la agudeza visual no representa la función completa. La estabilidad de fijación es un parámetro adicional que representa la función y como tal puede mejorar con el tratamiento. Nuestros resultados se asemejan a los obtenidos por Rohrschneider et al. (2000). Un 41,6% de los pacientes presentaron una mejoría de la sensibilidad media frente al 50% de Rohrschneider et al. (2000) y el 25% empeoraron frente al 23,3%. En cuanto al punto de fijación parece haber una ligera alteración de la estabilidad en el

estudio de Rohrschneider et al. (2000), mientras que Mori et al. (2003) presenta una proporción mucho más elevada (100% en el caso de existir escotoma absoluto macular y del 50% cuando el escotoma es relativo) que al igual que en el trabajo de Segato et al. (2003) no se demuestra en nuestro estudio. Tanto en el artículo de Rohrschneider et al. (2000) como en este estudio se observa que la retina de las cicatrices del láser mostró un deterioro marcado de la función similar a la de los exudados duros en placa o circinados, pero, como ya concluyeron Sims et al. en 1990, aunque el tratamiento focal produce defectos absolutos locales del campo visual, los efectos son pequeños en relación con la sensibilidad global central.

En nuestra opinión la microperimetría no influiría en la decisión de utilizar el láser según los criterios morfológicos protocolizados, pero puede proporcionar información adicional sobre la función visual completa. Una disminución subjetiva puede deberse a pequeños escotomas producidos por las cicatrices del láser o por exudados duros y no por la progresión de la enfermedad o la no respuesta al tratamiento.

#### *2.2.4. Drusas*

Un tercio de las personas mayores de 60 años presentan drusas en el fondo de ojo y quizás todos las tengan a nivel histológico. (Sunness et al., 1985). La relevancia de las drusas se debe a su relación con la DMAE. Entre los trabajos revisados hemos encontrado una gran variedad de instrumentos destinados a medir la sensibilidad retiniana en los pacientes afectados de DMAE en sus diferentes etapas evolutivas. El perímetro de Tubingen utilizado por Sunness et al. (1985; 1989) a lo largo del meridiano horizontal encontrando una disminución de la sensibilidad en los 10° centrales, pero sin una correlación significativa de la magnitud de pérdida con el grado de drusas presente o con la agudeza visual. Massof et al. en 1989 determinaron la sensibilidad mediante el test de adaptación a la oscuridad, que obtenía un aumento del umbral foveal pero no así de los 30° restantes. Como en otros casos, no se correlacionó el nivel de agudeza visual con el umbral foveal. La severidad de las drusas aparece como responsable de sólo una pequeña porción de la variabilidad foveal. Pasando por la medición de la sensibilidad absoluta que según Eisner et al. (1991) si se encuentra disminuida puede predecir el desarrollo de DMAE avanzada. O el test de deslumbramiento macular de Midea et al. (1992; 1997) que se vio alterado en los pacientes con drusas. Estos autores han realizado también test con el programa 10-2 del campímetro Humphrey, con el que encontró en 1992 que la sensibilidad

obtenida con la perimetría automática fue significativamente menor que la del grupo control:  $29,5 \pm 2,7$  versus  $31,1 \pm 0,8$  dB. La sensibilidad media no se vio influenciada por el número de drusas, hiperpigmentaciones locales o presencia de atrofia del epitelio pigmentario. La sensibilidad media disminuyó en ojos con una confluencia de drusas mayor de lo normal:  $29,1 \pm 3,1$  versus  $30,4 \pm 1,4$  dB. Y en el 1994, donde la sensibilidad media de los 10° centrales fue significativamente menor en los individuos con drusas frente al grupo control. En dicho estudio no parece que el progresivo deterioro de la sensibilidad se vea influenciado por el incremento del número de drusas. Los autores afirman que sus resultados no significan que necesariamente sean las drusas las responsables directas de la disminución de la sensibilidad, serían sólo el signo oftalmológico y el epifenómeno de una disfunción más difusa del epitelio pigmentario y la retina neurosensorial.

Según Remky et al. (1995), utilizando una estrategia de perimetría estática azul sobre amarillo en los 10° centrales con un estímulo tamaño Goldmann V, existía una disminución de la sensibilidad general y escotomas relativos coincidentes con las áreas de drusas blandas. Uno de los autores que más ha estudiado la sensibilidad retiniana en la DMAE ha sido, sin duda, Jannett Sunness, y colaboradores, con sus trabajos iniciales en 1988 valiéndose del test de adaptación a la oscuridad con el ya mencionado perímetro de Tubingen y un antecesor del SLO: el estimulador de cámara funduscópica, sin encontrar diferencias significativas entre la sensibilidad de las zonas con drusas y sin drusas. Más recientemente (Sunness et al., 1994; 1995b; 1996; 1997 y 2000) ha dirigido sus investigaciones al estudio de la DMAE atrófica haciendo uso ya, del SLO.

Otros autores han utilizado también el SLO en el estudio de pacientes con drusas, como Van de Velde et al. (1992) que realizó microperimetrías de alta iluminación. En 55 ojos no se detectó escotoma alguno. Las zonas de escotomas halladas coincidieron con las de atrofia de epitelio pigmentario, mientras que las drusas no suponían una alteración de la sensibilidad. Se encontró una gran correlación entre la microperimetría de alta iluminación y la mesópica.

Takamine et al. en 1998 utilizó el SLO en condiciones mesópicas con un tamaño del estímulo Goldmann II. En 9 de los 23 ojos de los 19 pacientes se detectó una disminución de la sensibilidad en el 51,7% de las grandes drusas, lo que es estadísticamente significativo. Aunque no se encontró ninguna relación entre el tamaño de las drusas y el porcentaje de disminución de la sensibilidad. En el presente estudio, a pesar de que los porcentajes pudieran hacernos pensar que la sensibilidad retiniana de los pacientes con drusas se

encuentra disminuida, si consideramos que una variación de  $\pm 2$  dB carece de significación, podemos concluir que tan sólo 2 de los 15 ojos presentaron una ligera alteración de la sensibilidad retiniana en los 6° centrales, aumentando el número hasta 5 en la zona C (6-9°) que, como ya vimos, en los sujetos normales es una zona sujeta a gran variabilidad, siendo, por tanto, menos fiable. Al igual que la mayoría de los autores (Sunness et al., 1989; Van de Velde et al., 1992) no encontramos escotomas sobre las drusas. Como ya presentaron Frennesson y Nilsson (1997) el tratamiento perifoveal con láser no supone una alteración de la función, o más tarde, Elsner et al. (1993), las cicatrices de láser no siempre se corresponden con escotomas densos, y pequeñas zonas de función visual conservadas pueden permitir mantener una fijación estable y una agudeza visual aceptable.

#### 2.2.5. *Coroidopatía Central Serosa (CCS)*

A pesar del reducido tamaño de la muestra, ésta refleja las características demográficas de una patología que afecta preponderantemente a varones (incidencia hombre/mujer: 8-9/1, Spitznas, 1994) adultos jóvenes (Toonen et al., 1995: 38,4 años de media). Siempre teniendo en cuenta el escaso número de pacientes, los resultados coinciden con los presentados por Gómez-Ulla et al. (1993) en que los desprendimientos serosos en su caso, y los escotomas en este estudio han sido de predominio superior; aunque no se ha podido determinar la preferencia por la hemirretina nasal o temporal.

En 1984 Folk et al. estudiaron 18 pacientes con CCS con los programas 34 y 61 del Octopus, encontrando una disminución de la sensibilidad que se prolongó después de la resolución del fluido subretiniano. Más recientemente Horiguchi et al. (1998) midiendo la sensibilidad post-deslumbramiento hallaron que se encontraba disminuida en la zona del desprendimiento. Toonen et al. (1995) estudiaron 21 ojos con CCS y 19 sanos. Se definió como área 1 a los 10x10°, y la 2 a los 20x20°. Para los sujetos sanos (de edades comprendidas entre los 21 y 43 años con una media de 31,2 $\pm$ 5,1 años) el valor medio de la sensibilidad en el área 1 era de 22 a 24 dB, y de 18-20 dB en la 2. Sin embargo en los pacientes afectados de CCS (edad media 38,4 $\pm$ 7,9 años) la sensibilidad media del área 1 era de 18 a 20 dB ante la presencia de edema subretiniano central o del punto de fuga. Excluyendo la zona afecta los valores de sensibilidad ascendían a 22-24 dB. En el área 2 los valores eran similares a los de los sujetos normales. Si la patología interesaba zonas más periféricas, los resultados descendían a cifras

de 14 a 18 dB. La estabilidad de la fijación disminuía en los ojos enfermos con respecto a la de los normales  $33\pm 12$  min de arco, frente a  $21\pm 4$  min de arco. Los resultados presentan un discreto decremento de la sensibilidad luminosa en las zonas afectas, simultáneamente con una discreta deficiencia en la fijación. Durante el periodo de desprendimiento neurosensorial se produce una orientación anómala de los fotorreceptores, presumiblemente debida a una deformación mecánica de la retina. La función visual puede verse modificada por la alteración del epitelio pigmentario y el tejido neurosensorial, dando lugar a una discreta pérdida de la estabilidad de fijación y de la sensibilidad luminosa.

En los pacientes estudiados en este trabajo, la sensibilidad retiniana en los 6° centrales se encontraba disminuida, en mayor o menor cuantía, en todos los casos. A excepción del paciente número 3 (que presentaba una forma cronicada en la que no se pudo detectar el punto de fuga, por lo que no se incluyó en el protocolo de fotocoagulación), la fijación no se vio alterada en ninguno de los casos. A pesar de la recuperación total de la agudeza visual y la enorme mejoría de la sensibilidad tras el tratamiento, se pueden detectar escotomas residuales correspondientes a las cicatrices del láser y, muy probablemente, a una alteración permanente de la zona del punto de fuga y sus inmediaciones. El SLO nos ha permitido hacer estimaciones sobre los márgenes del edema subretiniano, la densidad de los escotomas relativos y la estabilidad de fijación.



## **CONCLUSIONES**



## **CONCLUSIONES**

1.- La microperimetría con el Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO) permite estudiar la sensibilidad retiniana en cada punto de la retina central bajo observación directa por parte del examinador.

2.- La sensibilidad retiniana, determinada mediante microperimetría con SLO en sujetos normales, decae con la excentricidad y con la edad, sin influencia de ojo o sexo.

3.- La microperimetría permite detectar pequeños escotomas absolutos y relativos en la región macular producidos por agujeros maculares, membranas neovasculares coroideas, edema macular diabético, coroidopatía central serosa, drusas y cicatrices de láser. Además proporciona información sobre el punto de fijación, su localización, variabilidad y relación con las alteraciones del fondo.

4.- La microperimetría podría ser una técnica complementaria en la detección, diagnóstico diferencial, planteamiento terapéutico y evaluación terapéutica de la patología macular.



## **BIBLIOGRAFÍA**



- Abe T, Yoshida M, Kano T, Tamai M. Visual function after removal of subretinal neovascular membranes in patients with age-related macular degeneration. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 2001; 239:927-936.
- Acosta F, Lashkari K, Reynaud X, Jalkh AE, Van de Velde F, Chedid N. Characterization of functional changes in macular holes and cysts. *Ophthalmology* 1991; 98:1820-1823.
- Aisenbrey S, Thumann G, Lafaut BA, Walter P, Esser P, Farvili E, Kirchhof B, Bartz-Schmidt KU. Transplantation of iris pigment epithelial cells to the subretinal space in exudative macular degeneration: a three year follow-up. *www.arvo.org* 2002. Póster nº 3453.
- Algvere PV, Berglin L, Sheng Y. Transplantation of fetal retinal pigment epithelium in age-related macular degeneration with subfoveal neovascularization. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1994; 232:707-716.
- Amari F, Ohta K, Kojima H, Yoshimura N. Predicting visual outcome after macular hole surgery using scanning laser ophthalmoscope microperimetry. *Br J Ophthalmol* 2001; 85:96-98.
- Andersen MVN. Scanning Laser Ophthalmoscope microperimetry compared with Octopus perimetry in normal subjects. *Acta Ophthalmol Scand* 1996; 74:135-139.
- Bebie H, Fankhauser F, Spahr J. Static perimetry: strategies. *Acta Ophthalmol* 1976; 54: 325-338.
- Becker M, Rohrschneider K, Schumacher N, Fendrich T, Kruse FE, Völcker HE. Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO) full-threshold static perimetry- sensitivity values and reproductibility in normals. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; 36:238.
- Bek T. Coexistence of localized scotomata and neovascularizations in proliferative diabetic retinopathy. *Acta Ophthalmol* 1990; 68:421-427.
- Bek T. Localized retinal morphology and differential light sensitivity in diabetic retinopathy. Methodology and clinical results. *Acta Ophthalmol* 1992, 207s:8-36.
- Bek T, Lund-Andersen H. The influence of stimulus size on perimetric detection of small scotoma. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1989; 227:531-534.
- Bek T, Lund-Andersen H. Accurate superimposition of perimetry data onto fundus photographs. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1990; 68:11-18.
- Bell JA, Feldon SE. Retinal microangiopathy. Correlation of Octopus perimetry with fluorescein angiography. *Arch Ophthalmol* 1984; 102:1294-1298.
- Berson EL. Fenómenos eléctricos de la retina. En: Moses RA. *Fisiología del ojo*, Adler. Aplicación clínica. Buenos Aires; Ed. Médica Panamericana; 1980; pp. 428-470.
- Binder S, Stolba U, Krebs I, Kellner L, Jahn C, Feichtinger H, Povelka M, Frohner U, Kruger A, Hilgers RD, Krugluger W. Transplantation of autologous retinal pigment epithelium in eyes with foveal neovascularization resulting from age-related macular degeneration: a pilot study. *Am J Ophthalmol* 2002; 133:215-225.
- Bischoff P, Lang J, Hunber A. Macular sparing as a perimetric artifact. *Am J Ophthalmol* 1995; 119:72-80.
- Boldrey EE. Foveal ablation for subfoveal choroidal neovascularization. *Ophthalmology* 1989; 96:1430-1436.
- Bolívar MP, Gómez-Ulla F, Abelenda D, González F, Rodríguez MJ, Gómez M. Detección y seguimiento de membranas neovasculares coroideas mediante microperimetría con SLO. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1999; 74:211-216.
- Bolívar MP, Gómez-Ulla F, Capeans MC, Abelenda D, González F, Rodríguez MJ. Estudio de la sensibilidad retiniana en el agujero macular. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1996; 71:423-428

- Bonafonte S, García CA. Fotocoagulación del edema macular diabético. En: Bonafonte S, García CA. Retinopatía diabética. Madrid; Mosby; 1996; pp. 127-144.
- Boscher C, Lebuissou D, Chouquet A, Lumbroso JP. Ophthalmoscopie à balaye laser (SLO). *Ophthalmologie* 1995; 9:190-193.
- Bottoni F, Perego E, Airaghi P, Cigada M, Ortolina S, Carlevaro G, De Molfetta V. Surgical removal of subfoveal choroidal neovascular membranes in high myopia. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1999; 237:573-582.
- British Standards Institution. London. BS 4724: 1968. Specification for determining distance visual acuity.
- Bunse A, Elsner H, Laqua H, Schmidt-Erfurth U. Mikroperimetrische Dokumentation der Netzhautfunktion bei photodynamischer Therapie choroidaler Neovaskularisationen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2000; 216:158-164.
- Byhr E, Lindblom B. Preoperative measurements of macular hole with scanning laser ophthalmoscopy. Correlation with functional outcome. *Acta Ophthalmol Scand* 1998; 76:579-583.
- Chouquet A, Gajdos A, Boscher C, Lumbroso JP. Micropérimétrie SLO. *Ophthalmologie* 1995; 9:183-186.
- Coscas G, Soubrane G, Ramahefasolo C, Fardeau C. Perifoveal laser treatment for subfoveal choroidal new vessels in age-related macular degeneration. Results of a randomized clinical trial. *Arch Ophthalmol* 1991; 109:1258-1265.
- Culham LE, Fitzke FW, Timberlake GT, Marshall J. Spatial reproducibility of scotoma mapping with and without fixation correction using SLO. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992a; 33:970.
- Culham LE, Fitzke FW, Timberlake GT, Marshall J. Use of scrolled text in a scanning laser ophthalmoscope to assess reading performance at different retinal locations. *Ophthalm Physiol Opt* 1992b; 12:281-286.
- Culham LE, Fitzke FW, Timberlake GT, Marshall J. Assessment of fixation stability in normal subjects and patients using a Scanning laser ophthalmoscope. *Clin Vision Sci* 1993; 8:551-561.
- Dagnelie G, Schuchard RA. Fixation stability during perimetry: analysis of SLO data collected in low vision observers. *Optom Vis Sci* 1992; 69s:29.
- Dichtl A, Mardin CY. Parapapillary diameter of the retinal arteries and veins on photographs and HTR-images of the optic nerve head. 96<sup>th</sup> DOG Annual Meeting 1998. [www.dog.de](http://www.dog.de)
- Doelemeyer A, Toonen F, Liebau H, Wolf S, Meyer-Ebrecht D. Automatic real-time fundus tracking in microperimetry with the Scanning Laser Ophthalmoscope. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998; 39:596.
- Duke-Elder S, Weale A. The stimulus of vision. En: Duke-Elder S: System of ophthalmology. St Louis; Mosby; 1968; vol IV; pp. 459-464.
- Early Treatment Diabetic Retinopathy Study research group. Photocoagulation for diabetic macular edema. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 1. *Arch Ophthalmol* 1985; 103:1796-806.
- Ehrt O, Tavcar I, Eckl-Titz G. Microperimetry and reading saccades in retinopathia solaris. Follow-up with the scanning laser ophthalmoscope. *Ophthalmologie* 1999; 96:325-331.
- Ehrt O, Mueller AJ, Buser A, Lachenmayr BJ. Schwellenwert-Fundusperimetrie mit dem scanning laser ophthalmoscope. *Ophthalmologie* 1992; 89:74.
- Eisner A, Fleming SA, Klein ML, Mauldin WM. Sensitivities in older eyes with good acuity: cross-sectional norms. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987; 28:1824-1831.

- Eisner A, Stoumbos VD, Klein ML, Fleming SA. Relations between fundus appearance and function. Eyes whose fellow eye has exudative age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1991; 32:8-20.
- Eizenman M, Trope GE, Fortinsky M, Murphy PH. Stability of fixation in healthy subjects during automated perimetry. *Can J Ophthalmol* 1992; 27:336-340.
- Elsner AE, Burns SA, Weiter JJ. Vision loss in age-related maculopathy: Studies with an SLO. 4<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. Heidelberg, Alemania. 1993:15.
- Ergun E, Maar N, Radner W, Barbazetto IA, Schmidt-Erfurth UM, Stur M. Correlation between scotoma size and reading speed in patients with occult choroidal neovascularization in age-related macular degeneration. *www.aao.org* 2000. Poster n° 144.
- Espana A, Lambrou G, Schalk Ph, Flament. Étude comparative de la sensibilité rétinienne différentielle centrale par micropérimétrie au SLO et périmétrie quantitative automatisée. *Ophthalmologie* 1996; 10:229-237.
- Fasce F, Brancato R, Bettin P, Introini U, Pece A. Evaluation of fixation one year after perifoveal laser treatment of subfoveal choroidal neovascularization. *International Ophthalmol* 1996; 20:251-258.
- Ferris FL, Patz A. Macular edema. A complication of diabetic retinopathy. *Surv Ophthalmol* 1984; 28:452-461.
- Fine AM, Elman MJ, Ebert JE, Prestia PA, Starr JS Fine SL. Earliest symptoms caused by neovascular membranes in the macula. *Arch Ophthalmol* 1986; 104:513-514.
- Fine SL. Observation following laser treatment for choroidal neovascularization. *Arch Ophthalmol* 1988; 106:1524-1525.
- Fletcher DC, Schuchard RA, Livingstone CL, Crane WG, Sabates FN, Lee KY. Relationship of the preferred retinal locus (PRL) to macular scotomas in a low vision patient population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:1553.
- Fletcher DC, Schuchard RA. Preferred retinal loci relationship to macular scotomas in a low-vision population. *Ophthalmology* 1997; 104:632-638.
- Fletcher DC, Schuchard RA, Wing GL, Walker JP, Raskauskas PA, Ghuman T. Pre-and post-PDT macular scotoma size determined by SLO. *www.aao.org* 2001. Póster n° 159.
- Folk JC, Thompson HS, Han DP, Brown CK. Visual performance in central serous retinopathy. *Arch Ophthalmol* 1984; 102:1299-1302.
- François P. Physiologie de la macula. Techniques cliniques d'exploration. En: François P, Bonnet M. *La macula*. París; Masson; 1997 ; pp. 27-67.
- Frennesson C, Nilsson SEG. Significant decrease in exudative complications after prophylactic laser treatment of soft drusen maculopathy in a randomized study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:18.
- Fujii GY, de Juan E, Sunness J, Humayun MS, Pieramici DJ, Chang TS. Patient selection for macular translocation surgery using the scanning laser ophthalmoscope. *Ophthalmology* 2002; 109:1737-1744.
- Fujikado T, Ohji M, Hayashi A, Kusaka S, Tano Y. Anatomic and functional recovery of the fovea after foveal translocation surgery without large retinotomy and simultaneous excision of a neovascular membrane. *Am J Ophthalmol* 1998a; 126:839-842.
- Fujikado T, Ohji M, Saito Y, Hayashi A, Tano Y. Visual function after foveal translocation with scleral shortening in patients with myopic neovascular maculopathy. *Am J Ophthalmol* 1998b; 125:647-656.

- García-Arumí J, Martínez V, Puig J, Corcóstegui B. The role of vitreoretinal surgery in the management of myopic macular hole without retinal detachment. *Retina* 2001; 21:332-338.
- Le Gargasson JF, Guez JE, Goberville M, Rigaudière F, Massin P, Gaudric A, Grall Y. Anatomical and functional examination of full thickness macular holes with an SLO. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:1713.
- Le Gargasson P, Grall Y. Ophthalmoscopie laser a balayage. En: Cabanis EA, Bourgeois H, Ibea-zizen MT. *L'imagerie en ophtalmologie*. París; Masson; 1996; pp. 166-171.
- Le Gargasson JF, Rigaudiere F, Guez JE, Gaudric A, Grall Y. Contribution o scanning laser ophthalmoscopy to the functional investigation of subjects with macular holes. *Doc Ophthalmol* 1994; 86:227-238.
- Le Gargasson JF, Guez JE, Rigaudière F, Goberville M, Gaudric A, Grall Y. Contribution of SLO to investigation of full thickness macular holes. 4<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. Heidelberg, Alemania. 1993:16.
- Gerosa F, Zanchi M, Ottochian M, Maestroni L, Massacesi AL, Orzalesi N. Microperimetry and reading performance after photodynamic therapy (PDT) for subfoveal choroidal neovascularization: short term results. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42:441.
- Ghirlando A, Radin P, Pilotto E, Fuser M, Piermarocchi S, Midena E. Fixation pattern and macular sensitivity in eyes with subfoveal choroidal neovascularization secondary to age related macular degeneration. [www.arvo.org](http://www.arvo.org) 2003. Poster nº B644.
- Gómez-Ulla F, Louro O, Mosquera M. Macular dazzling test on normal subjects. *Br J Ophthalmol* 1986; 70:209-213.
- Gómez-Ulla F, Seoane I, Labella F, Torreiro J, Ruiz C. An image analyzer study of central serous chorioretinopathy. *Optom Vis Sci* 1993; 70:118-122.
- Gómez-Ulla F, González F, Bolívar P. Microperimetría con el scanning láser ophthalmoscope; En: Gómez-Ulla F. *Nuevos métodos de exploración retiniana*. Madrid; Sociedad Española de Oftalmología; 1994; pp. 91-101.
- González F, Bolívar P, Gómez-Ulla F. Estudio de la sensibilidad luminosa retiniana central mediante microperimetría con SLO. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1996; 70:289-294.
- Greene HA, Madden DJ. Adult age differences in visual acuity, stereopsis and contrast sensitivity. *Am J Optom Physiol Opt* 1987; 64:749-753.
- Guez JE, Le Gargasson JF, Goberville M, Rigaudière F, Massin P, Gaudric A, Grall Y. Differential diagnosis of full thickness and pseudo macular holes with an SLO. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:1713.
- Guez JE, Le Gargasson JF, Rigaudière F, O'regan JK. Is there a systematic location for the pseudo-fovea in patients with central scotoma? *Vision Res* 1993; 33:1271-1279.
- Guez JE, Le Gargasson JF, Rigaudiere F, Grall Y, Gaudric A. Relation between reading and preferred retinal locus in patients with central scotoma. 5<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. San Antonio, Texas, USA. 1995.
- Gulhmann M, Meyer JH, Funk J. SLO-controlled fundus perimetry: Correlation between scotoma size and luminance power of the test stimuli. *German J Ophthalmol* 1995; 4s:93.
- Guyer DR, Sunness JS, Fine SL, de Butros S. Idiopathic macular holes and cysts: a scanning laser ophthalmoscope analisys. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1990; 31:464.

- Haas A, Flammer J, Schneider U. Influence of age on the visual fields of normal subjects. *Am J Ophthalmol* 1986; 101:199-203.
- Haritoglou C, Gass CA, Schaumberger M, Ehrt O, Gandorfer A, Kampik A. Macular changes after peeling of the internal limiting membrane in macular hole surgery. *Am J Ophthalmol* 2001; 132:363-368.
- Haritoglou C, Ehrt O, Gass CA, Kristin N, Kampik A. Paracentral scotomata: a new finding after vitrectomy for idiopathic macular hole. *Br J Ophthalmol* 2001; 85:231-233.
- Heijl A, Lindgren G, Olsson J. Normal variability of static perimetric threshold values across the central visual field. *Arch Ophthalmol* 1987; 105:1544-1549.
- Herse PR. Factors influencing normal perimetric thresholds obtained using the Humphrey field analyzer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33:611-617.
- Hikichi T, Trempe CL. Resolution of an absolute scotoma after spontaneous disappearance of idiopathic full-thickness macular hole. *Am J Ophthalmol* 1994; 118:121-122.
- Hikichi T, Ishiko S, Takamiya A, Sato E, Mori F, Takahashi M, Yanagiya N, Akiba J, Yoshida A. Scanning laser ophthalmoscope correlations with biomicroscopic findings and foveal function after macular hole closure. *Arch Ophthalmol* 2000; 118:193-197.
- Hikichi T, Ishiko S, Takahashi JI, Kitaya N, Yoshida A. Correlation of preoperative photoreceptor displacement and postoperative scotoma after successful unilateral macular hole surgery. [www.aao.org](http://www.aao.org) 2001a. Poster n° 164.
- Hikichi T, Onodera A, Ishiko S, Fujio N, Mori F, Yoshida A. Stereo acuity in patients with unilateral macular hole and after unilateral macular hole surgery. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 2001b; 239:128-132.
- Holz MJ, Lachenmayr BJ, Vivell PM. Effect of faulty refraction and artificial media opacities on visual acuity perimetry. *Fortschr Ophthalmol* 1991; 88:875-880.
- Horiguchi M, Ito Y, Miyake Y. Extrafoveal photostress recovery test in glaucoma and idiopathic central serous chorioretinopathy. *Br J Ophthalmol* 1998; 82:1007-1012.
- Hubel DH. *Ojo, cerebro y visión*. Murcia; Universidad de Murcia; 1999.
- Hudson HL, Frambach DA, Lopez PF. Relation of the functional and structural fundus changes after submacular surgery for neovascular age-related macular degeneration. *Br J Ophthalmol* 1995; 79:417-423.
- Hudson C, Charles SJ, Flanagan JG, Brahma AK, Turner GS, McLeod D. Objective morphological assessment of macular hole surgery by scanning laser tomography. *Br J Ophthalmol* 1997; 81:107-116.
- Hudson HL, Frambach DA, Chong LP, López PF. Structural/Functional retinal mapping in ARMD with SLO Microperimetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:2146.
- Iacobucci MJ, Wagner AL, Landers MB. Use of Scanning laser microperimetry to evaluate surgical removal of subfoveal neovascular membranes in patients with ocular histoplasmosis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:657.
- Ishiko S, Ogasawara H, Yoshida A, Hanada K. The use of SLO microperimetry to detect visual impairment caused by macular photocoagulation. *Ophthalmic surgery and lasers* 1998; 29:95-98.
- Ishiko S, Yoshida A, Kitaya N, Takahashi J, Van de Velde FJ Schepens CL. Preferred retinal locus of fixation in highly myopic patients with macular atrophy. [www.arvo.org](http://www.arvo.org) 2002. Póster n° 3805
- Jalkh, AE. Scanning laser ophthalmoscopy: Basic principles and clinical applications. Schepens international society meeting. Madrid. 1991; pp. 1-5.

- Jalkh AE, Avila MP, Trempe CL, Schepens CL. Management of choroidal neovascularization within the foveal avascular zone in senile macular degeneration. *Am J Ophthalmol* 1983; 95:818-825.
- Janknecht P, Soriano JM, Funk J, Hansen LL. Automatische perimetrie des zentralen Gesichtsfeldes bei Erkrankungen der Macula. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1991; 199:259-263.
- Kakehashi A, Ishiko S, Konno S, Akiba J, Yoshida A. Differential diagnosis of macular breaks by microperimetry using the scanning laser ophthalmoscope. *Jpn J Ophthalmol* 1996; 40:116-122.
- Kani K, Ogita Y. Fundus controlled perimetry. *Doc Ophthalmol Proc Ser* 1978; 19:341-350.
- Katz J, Sommer A. Reliability indexes of automated perimetric tests. *Arch Ophthalmol* 1988; 106:1252-1254.
- Klewin KM, Radius RL. Background illumination and automated perimetry. *Arch Ophthalmol* 1986; 104:395-397.
- Koenig F, Timberlake G, Jalkh A, Trempe C, Van de Velde F, Coscas G. Ophthalmoscope à balayage laser. Intérêt dans les affections maculaires. *J Fr Ophtalmol* 1990; 13:253-258.
- Kosnik W, Fikre J, Sekuler R. Visual fixation stability in older adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1986; 27:1720-1725.
- Lambrou GN, Espana A, Flament J, Sahel J. Comparison of differential light sensitivity thresholds measured with the Humphrey field analyzer (HFA) and the Rodenstock scanning laser ophthalmoscope (SLO): preliminary results. 5<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. San Antonio, Texas, USA. 1995.
- Legge GE, Rubin GS, Pelli DG, Schleske MM. Psychophysics of reading – II. Low vision. *Vision Res* 1985; 25:253-265.
- Lei H, Scuchard RA. Using two preferred retinal loci for different lighting conditions in patients with central scotomas. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:1812-1818.
- Leigh RJ, Thurston SE, Tomsak RL, Grossman GE, Lanska DJ. Effect of monocular visual loss upon stability of gaze. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1989; 30:288-292.
- Loewenstein A, Sunness JS, Bressler NM, Marsh MJ, de Juan E. Scanning laser ophthalmoscope fundus perimetry after surgery for choroidal neovascularization. *Am J Ophthalmol* 1998; 125:657-665.
- Macular Photocoagulation Study Group. Laser photocoagulation for juxtafoveal choroidal neovascularization. Five-year results from randomized clinical trials. *Arch Ophthalmol* 1994; 112:500-509.
- Macular Photocoagulation Study Group. Persistent and recurrent neovascularization after krypton laser photocoagulation for neovascular lesions of age-related macular degeneration. *Arch Ophthalmol* 1990; 108:825-831.
- Maino J. The Scanning Laser Ophthalmoscope: A new tool for low-vision rehabilitation. *Optometry today* 1995:54-56.
- Mainster MA, Timberlake GT, Webb RH, Hughes GW. Scanning laser ophthalmoscope. *Ophthalmology* 1982; 89: 852-857.
- Makabe R. Laser-Skotometrie bei Makula-Erkrankungen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1986; 188:135-137.
- Marín F, Navarro J, Gómez-Ulla F. La digitalización y análisis de imágenes, aplicadas al estudio del fondo de ojo en oftalmología. En: Gómez-Ulla F. Nuevos métodos de exploración retiniana. Madrid; Sociedad Española de Oftalmología; 1994; pp. 121-130.

- Massof RW, Choy D, Sunness JS, Johnson MA, Rubin GS, Fine ST. Foveal threshold elevations associated with age-related drusen. *Clin Vis Sci* 1989; 3:221-227.
- Meyer JH, Gohlmann M, Funk J. Blind spot size depends on the optic disc topography: a study using SLO controlled scotometry and the Heidelberg retina tomograph. *Br J Ophthalmol* 1997; 81:355-359.
- Meyer JH, Gohlmann M, Funk J. SLO-controlled static fundus perimetry: Blind spot size depends on optic disc topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; 36:454.
- Midena E, Segato T, Blarmino MC, Degli Angeli C. Macular drusen and the sensitivity of the central visual field. *Doc Ophthalmol* 1994; 88:179-185.
- Midena E, Degli Angeli C, Valenti M, Blarmino MC, Segato T. Macular function impairment in eyes with early age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:469-477.
- Midena E, Segato T, Bottin G, Piermarocchi S, Fregona I. The effect on the macular function of laser photocoagulation for diabetic macular edema. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1992; 230:162-165.
- Mimoun G, Meunier I, Quaranta M, Andres P, Coscas G. Intérêt du SLO pour la détermination de la fixation avant photocoagulation des néovaisseaux sous-rétiniens maculaires. *Ophthalmologie* 1995; 9:197-199.
- Morgan CM, Schatz H. Atrophic creep of the retinal pigment epithelium after focal macular photocoagulation. *Ophthalmology* 1989; 96:96-103.
- Mori F, Ishiko S, Kitaya N, Hikichi T, Sato E, Takamiya A, Yoshida A. Use of scanning laser ophthalmoscope microperimetry in clinically significant macular edema in type 2 diabetes mellitus. *Jpn J Ophthalmol* 2002; 46:650-655.
- Müller S, Ehrh O, Gundisch O, Eckl-Titz G, Schneider A. Funktionelle Ergebnisse nach CNV-Extraktion oder Photokoagulation bei alterskorrelierter Makuladegeneration. *Ophthalmologie* 2000; 97:142-146.
- Nakabayashi M, Fujikado T, Ohji M, Saito Y, Tano Y. Fixation patterns of idiopathic macular holes after vitreous surgery. *Retina* 2000; 20:170-175.
- Nasemann JE. Scanning-Laser-Ophthalmoskopie. Prinzip und klinische Anwendung. *Augenärztliche Fortbildung* 1991; 14:14-19.
- Newman A. Agudeza visual. En: Moses RA. Fisiología del ojo, Adler. Aplicación clínica. Buenos Aires; Ed. Médica Panamericana; 1980; pp. 471-496.
- Nichols PF, Charles HC, Read JS, Goldberg MF. Evaluation of choroidal neovascular membranes by octopus perimetry. *Retina* 1988; 8:24-29.
- Olk RJ, Friberg TR, Stickney KL, Akduman L, Wong KL, et al. A randomized pilot study comparing subthreshold vs threshold diode laser photocoagulation (PC) in the reduction of drusen associated with age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38s:18.
- Orzalesi N, Petrone S, Gerosa F, Staurengi G, Gandolfo E. Microperimetry of subfoveal CNV treated with different lasers. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000; 41:178.
- Oshima Y, Harino S, Tano Y. Scanning laser ophthalmoscope microperimetric assessment in patients with successful laser treatment for juxtafoveal choroidal neovascularization. *Retina* 1998; 18:109-117.
- Oshinskie LJ, Cavallerano AA. Psychophysical testing. En: Cavallerano AA, Gutner RK, Oshinskie LJ. Macular disorders: an illustrated diagnostic guide. Newton; Butterworth-Heinemann; 1997; pp. 17-27.

- Petersen J, Meyer-Riemann W, Ritzau-Tondrow U, Balhmann D. Visual fields after removal of subretinal hemorrhages and neovascular membranes in age-related macular degeneration. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1998; 236:241-247.
- Piermarocchi S, Pilotto E, Segato T. High myopia and choroidal neovascularization: microperimetry guided selection for photocoagulation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998; 39:389.
- Pilotto E, Friede F, Sartore M, Segato T, Piermarocchi S. Idiopathic macular hole: correlation between optical coherent tomography findings and Scanning laser ophthalmoscope microperimetry data. [www.arvo.org](http://www.arvo.org). 2003. Program 3280.
- Plesch A, Klingbeil U, Bille J. Digital laser scanning fundus camera. *Applied optics* 1987; 26:1480-1486.
- Plesch A, Klingbeil U. Konfokales Laser-Scanning-System zur Darstellung und Analyse des Fundus. *Fortschr Ophthalmol* 1988; 85:565-568.
- Pulos E. Changes in rod sensitivity through adulthood. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1989; 30:1738-1742.
- Le Quoy O, Chouquet A. Pre-and postoperative ICGA exploration in neovascular membrane surgery. *J Fr Ophthalmol* 2001; 24:415-422.
- Remky A, Elsner AE, Morandi A, Beausencourt E, Trempe CL. Blue on yellow SLO perimetry in patients with Age-related maculopathy. 5<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. San Antonio, Texas, USA. 1995.
- Ring TM, Mueller AJ, Schaumberger MM, Lachenmayr BJ. Static fundus perimetry with the scanning laser ophthalmoscope. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33:249.
- Rohrschneider K, Kruse FE, Blankennagel HE, Völcker HE. Fixationsbestimmung und funduskontrollierte Perimetrie mit dem Scanning Laser Ophthalmoskop-Ergebnisse bei Patienten mit Maculadystrophie. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1994a; 205:236.
- Rohrschneider K, Becker M, Fendrich T, Weber J, Kruse FE, Burk ROW, Völcker HE. Fundus perimetry using a Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO) with an automated threshold-strategy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994b; 35:2189.
- Rohrschneider K, Becker M, Fendrich T, Völcker HE. Kinetische funduskontrollierte Perimetrie mit dem Scanning-Laser-Ophthalmoskop. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1995a; 207:102-110.
- Rohrschneider K, Becker M, Kruse FE, Fendrich T, Völcker HE. Stability of fixation: results of fundus-controlled examination using the scanning laser ophthalmoscope. *German J Ophthalmol* 1995b; 4:197-202.
- Rohrschneider K, Fendrich T, Becker M, Krastel H, Kruse FE, Völcker HE. Static fundus perimetry using the scanning laser ophthalmoscope with an automated threshold strategy. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1995c; 233:743-749.
- Rohrschneider K, Glück R, Becker M, Holz FG, Kruse FE, Fendrich T, Völcker HE. Scanning laser fundus perimetry before laser photocoagulation of well defined choroidal neovascularization. *Br J Ophthalmol* 1997; 81:568-573.
- Rohrschneider K, Becker M, Schumacher N, Fendrich T, Völcker HE. Normal values for fundus perimetry with the Scanning Laser Ophthalmoscope. *Am J Ophthalmol* 1998; 126:52-58.
- Rohrschneider K, Bültmann S, Glück R, Kruse FE, Fendrich T, Völcker HE. Scanning laser fundus perimetry before and after laser photocoagulation for clinically significant diabetic macular edema. *Am J Ophthalmol* 2000; 129:27-32.
- Rohrschneider K, Bültmann S. Microperimetry- Comparison between the MP1 and SLO

- fundus perimetry. [www.arvo.org](http://www.arvo.org) 2003. Poster n° B545.
- Roider J, Brinkmann R, Wirbelauer C, Laqua H, Birngruber R. Retinal sparing of selective retinal pigment epithelial photocoagulation. *Arch Ophthalmol* 1999; 117:1028-1034.
- Sabates NR, Sabates FN, Crane WG, Schuchard RA, Fletcher DC, Hu SY. Assessment of visual function and scanning laser ophthalmoscopy in the treatment of large subfoveal CNV: laser versus surgical excision. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:1713.
- Sabates NR, Crane WG, Sabates FN, Schuchard RA, Fletcher DC. Scanning laser ophthalmoscope macular perimetry in the evaluation of submacular surgery. *Retina* 1996; 16:296-304.
- Schneider U, Kuck H, Kreissig I. Fixation and central visual field after perifoveal krypton laser treatment of subfoveal neovascularizations. *European J Ophthalmol* 1993a; 3:193-200.
- Schneider U, Hartmut K, Inhoffen W, Kreissig I. Funduskontrollierte Mikroperimetrie mit dem Scanning-Laser-Ophthalmoskop bei Makulaerkrankungen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1993b; 203:212-218.
- Schneider U, Inhoffen W, Kreissig I. Scanning laser microperimetry of choroidal neovascularization. 5<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. San Antonio, Texas, USA, 1995.
- Schneider U, Inhoffen W, Gelissen F, Kreissig I. Assessment of visual function in choroidal neovascularization with scanning laser microperimetry and simultaneous indocyanine green angiography. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1996; 234:612-617.
- Schubert HD. Morphology and physiology of the choroides. En: Yannuzzi LA, Flower RW, Slakter JS. *Indocyanine green angiography*. St Louis; Mosby; 1997; pp. 18-35.
- Schuchard RA. Amsler grid perimetry and perceptual completion. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992a; 33:970.
- Schuchard RA, Raasch TW. Retinal locus for fixation: Pericentral fixation targets. *Clin Vision Sci* 1992b; 7:511-520.
- Schuchard RA. Validity and interpretation of Amsler grid reports. *Arch Ophthalmol* 1993; 111:776-780.
- Segato T, Chiesa L, Radin P, Pilotto E, Midena E. Diabetic macular edema: functional and morphological definition. [www.arvo.org](http://www.arvo.org). 2003. Poster n° B696.
- Sims LM, Stoessel K, Thompson JT, Hirsch J. Assessment of visual-field changes before and after focal photocoagulation for clinically significant diabetic macular edema. *Ophthalmologica* 1990; 200:133-141.
- Sjaarda RN, Frank DA, Thompson JT, Glaser BM, Murphy RP. Assessment of pre and post-operative visual function with kinetic microperimetry using the Scanning Laser Ophthalmoscope. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993a; 34:991.
- Sjaarda RN, Frank DA, Glaser BM, Thompson JT, Murphy RP. Assessment of vision in idiopathic macular holes with macular microperimetry using the scanning laser ophthalmoscope. *Ophthalmology* 1993b; 100:1513-18.
- Sjaarda RN, Frank DA, Glaser BM, Thompson JT, Murphy RP. Resolution of an absolute scotoma and improvement of relative scotomata after successful macular hole surgery. *Am J Ophthalmol* 1993c; 116:129-139.
- Smith RG, Hardman Lea SJ, Galloway NR. Visual performance in idiopathic macular holes. *Eye* 1990; 4:190-194.
- Spitzas M. Central serous retinopathy. En: Ryan SJ.: *Retina*. St Louis; Mosby; 1994; vol II; pp. 1158-1168.

- Stanga PE, Kychenthal A, Fitzke FW, Halfyard AS, Chan R, et al. Retinal pigment epithelium translocation after choroidal neovascular membrane removal in age-related macular degeneration. *Ophthalmology* 2002; 109:1492-1498.
- Staurenghi G, Aschero M, La Capria A, Carrazo MC, Gonnella P, Orzalesi N. Infrared imaging of choroidal Neovascular membrana. A comparison with fluorescein angiography. 5<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. San Antonio, Texas, USA. 1995.
- Stepanik J. Der blinde Fleck: Kritische Betrachtung raster-perimetrischer Aussage über ein Skotom bekannter Größe. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1986; 189:409-412.
- Strieth GG, Hart WM, Olk RJ. Modified grid laser photocoagulation for diabetic macular edema. The effect on the central visual field. *Ophthalmology* 1988; 95:1673-1679.
- Stürmer J, Schrödel C, Rapp W. Scanning laser ophthalmoscope for static fundus controlled perimetry. En: Nasemann JE, Burk ROW. *Scanning laser ophthalmoscopy and tomography*. Munich; Quintessenz; 1990; pp. 133-146.
- Sunness JS, Massof RW, Johnson MA, Finkelstein D, Fine SL. Peripheral retinal function in Age-related macular degeneration. *Arch Ophthalmol* 1985; 103:811-816.
- Sunness JS, Johnson MA, Massof RW, Kays D, Fine SL. Fundus perimetry in patients with drusen and age-related macular degeneration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987; 28:7.
- Sunness JS, Johnson MA, Massof RW, Marcus S. Retinal Sensitivity over drusen and nondrusen areas. *Arch Ophthalmol* 1988; 106:1081-1084.
- Sunness JS, Massof RW, Johnson MA, Bressler NM, Bressler SB, Fine SL. Diminished foveal sensitivity may predict the development of advanced age-related macular degeneration. *Ophthalmology* 1989; 96:375-381.
- Sunness JS, Maguire AM, Campochiaro PA, Schuchard RA, de Juan E et al. Absence of absolute scotomas following successful macular hole surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34:991.
- Sunness JS, Bressler NM, Maguire MG. The pattern of visual loss in the geographic atrophy (GA) form of age-related macular degeneration: a Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO) analysis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:2146.
- Sunness JS, Schuchard RA, Shen N, Rubin GS, Dagnelie G, Haselwood DM. Landmark-Driven fundus perimetry using the scanning laser ophthalmoscope. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; 36:1863-1874.
- Sunness JS, Bressler NM, Maguire MG. Scanning Laser Ophthalmoscopic analysis of the pattern of visual loss in age-related geographic atrophy of the macula. *Am J Ophthalmol* 1995; 119:143-151.
- Sunness JS, Applegate CA, Haselwood D, Rubin GS. Fixation patterns and reading rates in eyes with central scotomas from advanced atrophic age-related macular degeneration and Stargardt disease. *Ophthalmology* 1996; 103:1458-1466.
- Sunness JS, Rubin GS, Applegate CA, Bressler NM, Marsh MJ, Hawkins BS, Hawkins BS. Visual function abnormalities and prognosis in eyes with age-related geographic atrophy of the macula and good visual acuity. *Ophthalmology* 1997; 104:1677-1691.
- Sunness JS, Applegate CA, González-Barón J. Improvement of visual acuity over time in patients with bilateral geographic atrophy from age-related macular degeneration. *Retina* 2000; 20:162-169.
- Sugimoto K, Schötzau A, Bergamin O, Zulauf M. Optimizing distribution and number of test locations in perimetry. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1998; 236:103-108.
- Swann PG, Lovie-Kitchin JE. Age-related maculopathy. II: The nature of the central visual loss. *Ophthalm Physiol Opt* 1991; 11:59-69.

- Takamine Y, Shiraki K, Moriwaki M, Yasunari T, Miki T. Retinal sensitivity measurement over drusen using scanning laser ophthalmoscope microperimetry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1998; 236:285-290.
- Tanaka E, Oda K, Nishiwaki Y, Oshitari K, Okada AA, Hirakata A, Fekrat S. Scotoma location and reading ability in patients with parafoveal telangiectasia. [www.aao.org](http://www.aao.org) 2001. Póster nº 248.
- Teschner C, Tornow RP, Trauzettel-Klosinski S, Zrenner E. The SLO: A method for the registration of aya movements during reading. 4<sup>th</sup> International Meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, tomography and microscopy. Heidelberg, Alemania. 1993:12.
- Tezel TH, Del Priore LV, Flowers BE, Grosf DH, Benenson IL, Zamora RL, Kaplan HJ. Correlation between Scanning Laser Ophthalmoscope Microperimetry and anatomic abnormalities in patients with subfoveal neovascularization. *Ophthalmology* 1996; 103:1829-1836.
- Timberlake GT, Van de Velde FJ, Jalkh AE. Clinical use of scanning laser ophthalmoscope retinal function maps in macular disease. *Lasers Light Ophthalmol* 1989; 2:211-222.
- Timberlake GT, Mainster MA, Peli E, Augliere RA, Essock EA, Arend LE. Reading with a macular scotoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1986; 27:1137-1147.
- Timberlake GT, Mainster MA, Weeb RH, Hughes GW, Tempe CL. Retinal localization of scotomata by scanning laser ophthalmoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1982; 22:91-97.
- Toonen F, Wolf S, Heller S, Kutschbach P, Reim M, Kirchhof B. Determination of light sensitivity and fixation stability with the automatic microperimetry with a Scanning Laser Ophthalmoscope: Reference values and variation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; 38:344.
- Toonen F, Remky A, Janssen V, Wolf S, Reim M. Microperimetry in patients with central serous retinopathy. *German J Ophthalmol* 1995; 4:311-314.
- Tsujikawa M, Ohji M, Fujikado T, Motokura M, Ishimoto I, Tano Y. Differentiating full thickness macular hole from impending macular holes and macular pseudoholes. *Br J Ophthalmol* 1997; 81:117-122.
- Tsujikawa M, Tsujikawa K, Lewis JM, Tano Y. Change in retinal sensitivity due to excision of choroidal neovascularization and its influence on visual acuity outcome. *Retina* 1999; 19:135-140.
- Tsujikawa M, Sawa M, Lewis JM, Motokura M, Tsujikawa K, Ohji M, Saito Y, Tano Y. Chororetinal damage caused by the excision of choroidal neovascularization. *Am J Ophthalmol* 1998; 126:348-357.
- Van de Velde FJ, Jalkh AE, Katsumi O, Hirose T, Timberlake GT, Schepens CL. Clinical Scanning laser ophthalmoscope applications: an overview. En: Nasemann JE, Burk ROW. *Scanning laser ophthalmoscopy and tomography*. Munich; Quintessenz; 1990; pp. 35-47.
- Van de Velde FJ, Timberlake GT, Jalkh AE, Schepens CL. La micropérimétrie statique avec l'ophthalmoscope à balayage laser. *Ophthalmologie* 1990; 4:291-294.
- Van de Velde FJ. Microperimetry with the SLO: basic concepts. Schepens International Society Meeting. Madrid. 1991; pp. 2-9.
- Van de Velde FJ, Jalkh AE, Schepens CL. Scotopic microperimetry and dark adaptation studies with the Scanning Laser Ophthalmoscope. 4<sup>th</sup> International meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, Tomography and Microscopy. Heidelberg, Alemania. 1993;10.
- Van de Velde FJ, Jalkh AE, Shamas H. High illumination microperimetry of drusen related maculopathy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; 33:1229.

- Varano M, Scassa C, Capaldo N, Sciamanna M, Parisi V. Development of macular pseudoholes: a 36-month period of follow-up. *Retina* 2002; 22:435-442.
- Varano M, Scassa C. Scanning laser ophthalmoscope microperimetry. *Semin Ophthalmol* 1998; 13:203-209.
- Vingrys AJ, Benes SC, King-Smith PE. Detecting retinal lesions with automated perimetry. *Clin Exp Optom* 1998; 71:10-20.
- Webb RH, Hughes GW, Pomerantzeff O. Flying spot TV ophthalmoscope. *Applied Optics* 1980; 19:2991-2997.
- Webb RH, Hughes GW. Scanning laser ophthalmoscope. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1981; BME-28:488-492.
- Weinberger D, Stiebel H, Gatton DD, Priel E, Yassur Y. Three-dimensional measurements of idiopathic macular holes using scanning laser ophthalmoscope tomograph. *Ophthalmology* 1995; 102:1445-1449.
- Weinreb RN, Perlman JP. The effect of refractive correction on automated perimetric thresholds. *Am J Ophthalmol* 1986; 101:706-709.
- Weiter JJ, Wing GL, Trempe CL, Mainster MA. Visual acuity related to retinal distance from the fovea in macular disease. *Annals Ophthalmol* 1984; 16:174-176.
- Whittaker SG, Budd J, Cummings RW. Eccentric fixation with macular scotoma. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1988; 29:268-78.
- Wolf S, Cansen V, Toonen F, Remky A, Schulte K, Arend O, Reim M. Automatic microperimetry with scanning laser ophthalmoscope. 4<sup>th</sup> International meeting on Scanning Laser Ophthalmoscopy, Tomography and Microscopy. Heidelberg, Alemania. 1993;11.
- Wolf S, Toonen F, Schaaf A, Arend O, Remky A, Reim M. Light sensitivity and fixation stability in patients with subretinal neovascularization. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; 35:1504.
- Yuzawa M, Tamakoshi A, Ueha M, Kawakubo H, Nakajima M. Factors influencing Visual Acuity after photocoagulation for subfoveal choroidal neovascularization of exudative age-related macular degeneration. *Ophthalmology* 1996; 103:2037-2041.

**ANEXO**



Fuentes de láser	He-Ne	633nm	rojo	0 a 120 $\mu$ W
	Argón	488nm 514nm	azul verde	0 a 400 $\mu$ W 0 a 250 $\mu$ W
	Diodo	780nm	infrarrojo	0 a 100 $\mu$ W (sin filtro) 120 a 1900 $\mu$ W (con filtro de AVI)
Scanning y sistema óptico	Espejo poligonal para deflexiones horizontales Espejo con galvanómetro para deflexiones verticales 4 diafragmas circulares en anillo Campo de imagen: 20° (16x12°) y 40° (33x21°); 60° opcional Corrección de ametropías: -20D a +20D			
Resolución óptica	8 a 10 $\mu$ 640 puntos por línea 100ns por punto 625/525 líneas por cuadro			
Señal de vídeo	Señal estándar: CCIR 625/50 o RS 170 <sup>a</sup> Conector: 5xBNC, vídeo compuesto (analógico/TTL) Sinc RGB (sólo para microperimetría)			
Monitores	Monitor de trabajo: 14" VGA en color Monitor de imágenes: 14" video monitor B/N			
Seguridad	Niveles de iluminación: 30-1000 $\mu$ W/cm <sup>2</sup>			

**Tabla I:** Especificaciones del SLO-101

CÓDIGO ALFABÉTICO	% de la INTENSIDAD MÁXIMA	dB
A	99	0
B	98,8	1
C	98,5	2
D	98,1	3
E	97,6	4
F	97	5
G	96,2	6
H	95,3	7
I	94,1	8
J	92,7	9
K	91	10
L	88,9	11
M	86,49	12
N	83,5	13
O	80	14
P	76,1	15
Q	71,7	16
R	66,7	17
S	61,4	18
T	56,2	19
U	50	20
V	44,8	21
W	38,5	22
X	33,3	23
Y	28,9	24
Z	23,8	25
b	17,9	27
c	13,5	28

**Tabla II:** Código alfabético correspondiente a la intensidad de los estímulos.

EJE	0-3° de excentricidad	
	OD	OI
1	20,6 ± 2,0	20,5 ± 1,9
2	20,6 ± 2,0	20,6 ± 1,9
3	20,7 ± 1,9	20,6 ± 1,9
4	20,6 ± 1,9	20,5 ± 1,9
5	20,5 ± 1,9	20,5 ± 1,9
6	20,6 ± 2,0	20,5 ± 2,0
7	20,6 ± 1,9	20,6 ± 1,9
8	20,6 ± 2,0	20,5 ± 2,0
EJE	3-6° de excentricidad	
	OD	OI
1	18,9 ± 1,7	18,7 ± 1,6
2	19,0 ± 2,0	19,9 ± 1,8
3	19,2 ± 1,7	19,1 ± 1,6
4	19,0 ± 1,9	18,7 ± 1,7
5	18,7 ± 1,8	18,6 ± 1,7
6	18,9 ± 1,8	18,7 ± 1,8
7	19,2 ± 1,6	19,1 ± 1,7
8	19,0 ± 1,8	18,8 ± 1,8
EJE	6-9° de excentricidad	
	OD	OI
1	18,1 ± 1,5	18,2 ± 1,3
2	18,4 ± 1,8	18,3 ± 1,5
3	18,3 ± 1,6	18,2 ± 1,6
4	18,2 ± 1,8	18,4 ± 1,4
5	18,4 ± 1,3	18,0 ± 1,2
6	18,1 ± 1,9	18,1 ± 1,8
7	18,2 ± 1,6	18,0 ± 1,4
8	18,4 ± 2,0	18,2 ± 1,6

**Tabla III:** Valor de la media en dB ± desviación estándar en ojos derechos e izquierdos, para cada uno de los ejes y en cada una de las excentricidades estudiadas.

EJE	0-3° de excentricidad	
	HOMBRE	MUJER
1	20,6 ± 2,1	20,5 ± 1,8
2	20,6 ± 2,1	20,5 ± 1,8
3	20,7 ± 2,1	20,6 ± 1,8
4	20,6 ± 2,1	20,4 ± 1,8
5	20,6 ± 2,1	20,4 ± 1,8
6	20,6 ± 2,2	20,5 ± 1,8
7	20,7 ± 2,1	20,6 ± 1,7
8	20,6 ± 2,1	20,5 ± 1,8
EJE	3-6° de excentricidad	
	HOMBRE	MUJER
1	18,8 ± 1,7	18,8 ± 1,2
2	19,1 ± 1,9	18,8 ± 1,8
3	19,2 ± 1,6	19,1 ± 1,6
4	19,0 ± 1,7	18,7 ± 1,8
5	18,7 ± 1,6	18,7 ± 1,8
6	18,9 ± 1,8	18,7 ± 1,8
7	19,2 ± 1,7	19,1 ± 1,6
8	18,9 ± 1,8	18,9 ± 1,8
EJE	6-9° de excentricidad	
	HOMBRE	MUJER
1	18,0 ± 1,5	18,2 ± 1,2
2	18,3 ± 1,7	18,3 ± 1,6
3	18,1 ± 1,7	18,4 ± 1,5
4	18,4 ± 1,8	18,7 ± 1,4
5	18,0 ± 1,5	17,9 ± 1,4
6	18,4 ± 2,0	18,2 ± 1,7
7	18,2 ± 1,6	18,0 ± 1,5
8	18,2 ± 1,6	17,9 ± 1,8

**Tabla IV:** Valor de la media en dB ± desviación estándar en hombres y mujeres, para cada uno de los ejes y en cada una de las excentricidades estudiadas.

EJE	Grupo de Edad I: de 20 a 39 años		
	0-3°	3-6°	6-9°
	Media ± SD	Media ± SD	Media ± SD
1	22,1 ± 1,6	20,0 ± 1,4	19,5 ± 1,1
2	22,1 ± 1,6	20,3 ± 1,8	19,5 ± 1,3
3	22,2 ± 1,6	20,3 ± 1,3	19,3 ± 1,2
4	22,0 ± 1,6	20,2 ± 1,3	19,6 ± 0,9
5	22,1 ± 1,6	19,9 ± 1,2	19,0 ± 1,8
6	22,2 ± 1,6	20,2 ± 1,5	19,3 ± 1,5
7	22,1 ± 1,6	20,4 ± 1,4	19,4 ± 1,2
8	22,1 ± 1,7	20,2 ± 1,6	19,4 ± 1,2
EJE	Grupo de Edad II: de 40 a 59 años		
	0-3°	3-6°	6-9°
	Media ± SD	Media ± SD	Media ± SD
1	20,6 ± 1,5	18,8 ± 1,3	17,7 ± 1,0
2	20,6 ± 1,5	19,0 ± 1,5	18,1 ± 1,3
3	20,6 ± 1,5	19,3 ± 1,3	17,8 ± 1,2
4	20,6 ± 1,4	18,9 ± 1,4	18,6 ± 1,3
5	20,6 ± 1,4	18,6 ± 1,5	18,4 ± 1,1
6	20,6 ± 1,6	18,9 ± 1,4	18,2 ± 1,5
7	20,7 ± 1,4	19,3 ± 1,2	18,0 ± 1,1
8	20,5 ± 1,5	19,0 ± 1,4	18,0 ± 1,7
EJE	Grupo de Edad III: de 60 a 79 años		
	0-3°	3-6°	6-9°
	Media ± SD	Media ± SD	Media ± SD
1	19,0 ± 1,4	17,9 ± 1,2	17,5 ± 1,4
2	19,0 ± 1,3	17,4 ± 1,2	17,0 ± 1,6
3	19,1 ± 1,4	17,8 ± 1,2	17,2 ± 1,7
4	18,9 ± 1,4	17,4 ± 1,4	16,4 ± 0,8
5	18,9 ± 1,3	17,3 ± 1,3	
6	18,9 ± 1,3	17,3 ± 1,2	15,9 ± 0,9
7	19,1 ± 1,3	17,7 ± 1,1	16,8 ± 1,3
8	19,0 ± 1,4	17,5 ± 1,2	16,9 ± 1,2

**Tabla V:** Valor de la media en dB ± desviación estándar en cada grupo de edad, para cada uno de los ejes y en cada una de las excentricidades estudiadas.

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	gl	Sig.
EJE	,437	27	,000
GRADO	,007	14	,000
EJE * GRADO	,000	629	,000

**Tabla VI:** Prueba de esfericidad de Mauchly. El diseño: Intercept + GRUPO + OJO+SEXO+GRUPO \* OJO+GRUPO \* SEXO+OJO \* SEXO+GRUPO \* OJO \* SEXO. Diseño intra sujetos: EJE + GRADO + EJE \* GRADO. Mostramos los valores significativos obtenidos.

(I) grupo	(J) grupo	Diferencia entre medias (I_J)	Significación
I	II	1,6	,000
	III	3,0	,000
II	I	-1,6	,000
	III	1,4	,001
III	I	-3,0	,000
	II	-1,4	,001

**Tabla VII:** Prueba de Scheffé. Grupo: grupo de edad I (de 20 a 39 años), II (de 40 a 59 años) y III (de 60 a 79 años).

Pcte	Sexo	Edad	Ojo	Ev	Etiología	Est	AV
1	M	62	OD	12m	Idiopático	III	Cd 2,5m
2	M	71	OI	5,5m	Idiopático	III	Cd 2,5m
3	M	68	OI	60m	Idiopático	IV	Cd 3m
4	V	14	OD	6m	Trauma	III	Cd 1m
5	V	69	OD	4m	Idiopático	III	Cd 2m
6	M	61	OD		Idiopático	III	0,1dif
7	M	77	OI	6m	Idiopático	III	0,250 2,5m
8	V	33	OI	108m		IV	0,1dif 2,5m
9	M	76	OI	12m	DR	II	MM
10	V	72	OD	48m	Idiopático	III	0,1
11	M	78	OI	1m	DR	II	Bultos
12	M	60	OI		Idiopático	IV	Cd 1,5m
13	M	52	OI	2m	Idiopático	III	0,175 2,5m
14	M	68	OI	48m	Idiopático	III	0,125
15	M	72	OD			IV	0,1dif
16	M	72	OI			I?	0,3dif
17	M	72	OI	3,5m		II	0,150 2,5m
18	M	65	OD		Idiopático	IV	0,125
19	M	65	OI		Idiopático	III	0,150
20	M	52	OD	0,5m	DR	III	0,150
21	M	57	OI	5m		III	0,175 2,5m
22	M	79	OD	3m	DR?	IV	0,175 2,5m
23	V	70	OI	1m		III-IV	0,3dif 2,5m

**Tabla VIII:** Datos de los pacientes con agujeros maculares. Pcte: paciente. Ev: tiempo de evolución (se expresa en meses). Est: estadio. AV: agudeza visual. M: mujer. V: varón. DR: Desprendimiento de Retina. MM: Movimiento de manos. Cd: Cuenta dedos (la distancia se expresa en metros). AV: Agudeza visual.

Paciente	Diámetro horizontal	Diámetro vertical	Área	Grosor del anillo
1	0,522	0,614	1,127	0,301
2	0,318	0,306	0,318	0,244
3	0,638	0,701	1,573	0,155
4	0,242	0,188	0,234	0,394
5	0,59	0,466	0,966	0,231
6	0,497	0,431	0,643	0,299
7	0,311	0,3	0,378	0,252
8	0,428	0,447	0,85	0,227
9	0,547	0,539	1,264	0,203
10	0,458	0,468	0,804	0,288
11	0,366	0,345	0,505	0
12	0,593	0,62	1,509	0,209
13	0,638	0,716	1,658	0,253
14	0,488	0,452	0,944	0,231
15	0,505	0,461	0,461	0,319
16	0,358	0,315	0,289	0,063
17	0,474	0,464	0,464	0,247
18	0,511	0,521	0,521	0,184
19	0,595	0,702	0,702	0,228
20	0,304	0,295	0,094	0,178
21	0,362	0,327	0,156	0,218
22	0,339	0,297	0,187	0,066
23	0,301	0,301	0,301	0,181

**Tabla IX:** Dimensiones de los agujeros en milímetros y milímetros cuadrados.

Paciente	Situación	Distancia al centro	Distancia del anillo
1	TS	0,666	0,447
2	S, NS	0,239	0,166
3	N, NI	0,558	0,271
4	NI	0,427	0,285
5	TS, NS	0,632	0,364
6	S (NS, TS, TI, NI)	0,393	0,14
7	NS	0,33	0,153
8	NS	1,308	1,041
9	NS, NI	0,427	0,143
10	TI	0,266	0
11	Inestable	0,227	0
12	NS	0,67	0,379
13	TS	0,458	0,156
14	NS, NI	0,364	0,153
15	TS	0,359	0,115
16	NS	0,394	-
17	N	0,437	0,21
18	NS, TI	0,333	0,059
19	TS, TI	0,649	0,448
20	NS	0,327	0,14
21	NS	0,427	0,151
22	TI	0,438	0,172
23	TS	0,319	0,178

**Tabla X:** situación del punto de fijación en los agujeros maculares. T: temporal, N: nasal, S: superior e I: Inferior. Las distancias se dan en milímetros.

Paciente	Sexo	Edad	Ojo
1	M	66	AO
2	V	62	OI
3	V	67	OD
4	M	55	OI
5	V	68	AO
6	M	66	AO
7	V	40	AO
8	M	64	OI

**Tabla XI:** Datos de los pacientes con edema macular diabético incluidos en el estudio.

Ojo	Pre-láser					
	0-3°		3-6°		6-9°	
	dB	Det	dB	Det.	dB	Det
1	7	-63,1%	10	-42,8%	15	-11,1%
2	6	-68,4%	13	-25,7%	13	-23,0%
3	15	-21,1%	14	-20,0%	9	-46,7%
4	20	+5,1%	18	+2,7%	18	+4,7%
5	15	-27,2%	15	-21,2%	17	-6,2%
6	5	-73,7%	7	-60,0%	7	-58,5%
7	8,5	-55,3%	9,5	-45,7%	11	-34,8%
8	15	-21,1%	13	-25,7%	13	-23,0%
9	15	-21,1%	13	-25,7%	10	-40,7%
10	19	0%	20	+14,2%	20	+16,2%
11	22	+6,6%	21	+10,2%	20	+10,2%
12	8	-61,2%	11	-44,2%	11	-39,3%
Ojo	Post-láser					
	0-3°		3-6°		6-9°	
	dB	Det	dB	Det.	dB	Det
1	15	-21,2%	15	-14,3%	13	-23,0%
2	9	-52,6%	14	-20,0%	13	-23,0%
3	13	-31,6%	13	-25,7%	11	-34,8%
4	20	+5,1%	18	+2,7%	16	0%
5	9	-56,3%	11	-44,2%	11	-39,3%
6	5	-73,7%	5	-71,4%	7	-58,5%
7	12	-36,9%	12	-31,4%	10	-40,7%
8	15	-21,1%	13	-25,7%	7	-58,5%
9	16	-15,8%	16	-8,6%	8	-52,6%
10	20	+5,1%	20	+14,2%	18	+4,7%
11	18	-12,7%	18	-5,4%	16	-11,7%
12	8	-61,2%	11	-44,2%	11	-39,3%

**Tabla XII:** Sensibilidad media de la retina en las tres excentricidades antes y después del tratamiento con láser en los pacientes diabéticos. La sensibilidad se expresa en decibelios. El porcentaje (columna Det) es el detrimento de la sensibilidad con respecto al valor de la población normal en dicha excentricidad y para el grupo de edad de cada paciente.

Paciente	Sexo	Edad	Ojo
1	V	48	OI
2	M	65	AO
3	M	73	AO
4	M	55	OD
5	V	67	AO
6	M	52	OI
7	M	48	OD
8	M	64	AO
9	M	70	OI
10	M	76	AO

**Tabla XIII:** Datos de los pacientes con drusas maculares incluidos en el estudio.

Paciente	Sexo	Edad	Ojo	AVI
1	Varón	37	OI	0,8
2	Varón	37	OD	0,8
3	Varón	41	OI	0,05
4	Varón	40	OI	0,7
5	Varón	36	OI	0,8

**Tabla XIV:** Muestra de los pacientes con CCS. AVI: agudeza visual inicial.

Paciente	Situación	Diámetro horizontal	Diámetro vertical	Área
1	N	12,93 <sup>o</sup>	12,17 <sup>o</sup>	82,4
2	S	5,79 <sup>o</sup>	7,25 <sup>o</sup>	19,6
3	TI	2,67 <sup>o</sup>	7,95 <sup>o</sup>	10,8
4	S	11,14 <sup>o</sup>	9,36 <sup>o</sup>	54,8
5	NS	9,36 <sup>o</sup>	11,7 <sup>o</sup>	61,6

**Tabla XV:** Tamaño del desprendimiento seroso. El área se expresa en milímetros cuadrados. N: nasal, S: superior, TI: temporal inferior, NS: nasal superior.

Paciente	Diámetro horizontal	Diámetro vertical	Área	
4	1,33 <sup>o</sup>	1,87 <sup>o</sup>	2,24	Escotoma absoluto
	5,12 <sup>o</sup>	4,21 <sup>o</sup>	13,88	Escotoma relativo
5	2,22 <sup>o</sup>	2,34 <sup>o</sup>	7	

**Tabla XVI:** Tamaño del desprendimiento seroso postláser. El área se expresa en milímetros cuadrados.