

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 835 280**

51 Int. Cl.:

A61B 3/032 (2006.01)

A61B 3/08 (2006.01)

A61H 5/00 (2006.01)

H04N 13/00 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.10.2008 E 17206587 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.08.2020 EP 3329838**

54 Título: **Evaluación y terapia de la visión binocular**

30 Prioridad:

23.10.2007 US 981859 P

11.11.2007 US 987078 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

22.06.2021

73 Titular/es:

**MCGILL UNIVERSITY (100.0%)
Office of Technology Transfer, 1555 Peel Street,
11th Floor
Montreal, Quebec H3A 3L8, CA**

72 Inventor/es:

**HESS, ROBERT F.;
MANSOURI, BEHZAD y
THOMPSON, BENJAMIN SIMON**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 835 280 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Evaluación y terapia de la visión binocular

Campo técnico

5 La presente descripción se refiere a un método y a un aparato para evaluar y/o tratar las deficiencias de la visión binocular.

Antecedentes

10 La pérdida de la función binocular es un síntoma común de numerosos trastornos visuales, que dan lugar a una pérdida de la percepción de profundidad. Aunque hay muchas causas diversas de la mala función binocular, la más extrema es una afección denominada ambliopía, la causa más común en el mundo de la ceguera monocular en adultos. Los sistemas de salud de muchos países han desarrollado, con gran gasto, programas de evaluación para detectar la ambliopía en niños, sin embargo, cuando se descubre, es poco lo que se puede hacer para tratar el problema. El ojo ambliope (AME) está sometido a la supresión desde el ojo contralateral fijo (FFE), con lo que en condiciones de visión binocular, la información de ese ojo no se utiliza. Los tratamientos tales como la aplicación de parches o la penalización del FFE se han concentrado en mejorar la función monocular del ojo ambliope.

15 **Resumen de la descripción**

El enfoque de los solicitantes es exclusivo por que primero se propone reducir las influencias supresoras ejercidas por el ojo contralateral sobre el ojo ambliope en condiciones normales de visión binocular de modo que los dos ojos puedan trabajar juntos. Los solicitantes consideran que el problema importante en el tratamiento de la ambliopía es el restablecimiento de la función binocular. La invención de los solicitantes se ha diseñado en torno a la necesidad de mejorar la función binocular en la ambliopía abordando en primer lugar las interacciones supresoras entre los ojos, pero es aplicable a cualquier afección en la que el síntoma sea una función binocular mala.

20 Los solicitantes han descubierto una forma de activar el AME (o cualquier ojo débil) en condiciones de visión binocular, una técnica que podría ser altamente beneficiosa para el tratamiento de la ambliopía y otras afecciones en las que un ojo fuerte y un ojo débil no funcionan correctamente juntos, generalmente con deterioro de la visión binocular.

25 Los solicitantes también han descubierto una forma de evaluar el estado de salud de la visión binocular.

La invención del solicitante se refiere a la medición y el tratamiento de la pérdida visual sensorial monocular asociada a un error refractivo desigual o un estrabismo. A diferencia de las invenciones anteriores que tienen por objeto ayudar de forma pasiva a la reducción de la visión de los pacientes con deficiencias visuales (ya sean deficiencias monoculares o binoculares) mediante la mejora electrónica de las imágenes (documento US 6.912.301 B1), la invención de los solicitantes consiste en la medición y el tratamiento activo de las influencias supresoras que operan en los pacientes con un solo ojo deficiente visualmente. La técnica anterior ha abordado la medición (documento EP 1 082 939 A2) y el tratamiento (documentos EP 0 830 839 A2; US5 936 126) de la disfunción muscular subyacente al estrabismo. La invención de los solicitantes no aborda la disfunción muscular sino la pérdida sensorial que es una entidad separada y puede ocurrir en ausencia de un estrabismo. La técnica anterior que se ocupa de la pérdida sensorial ha utilizado uno de los dos enfoques siguientes. En el primer enfoque, la visión del ojo contralateral bueno se ocluye ya sea física o electrónicamente (documentos US 6.511.175 B2; US 5.264.877; DOCUMENTOS DE PATENTE US 4726672; US 5.452.026) con el objetivo de obligar al ojo ambliope a trabajar. La invención de los solicitantes no implica el uso de la oclusión. El segundo enfoque consiste en la visión binocular de una escena en la que algunos contornos de la imagen extendidos se ven exclusivamente por un ojo y otros contornos extendidos, por el otro (documento US 2006/0087618A1). En otras palabras, las imágenes vistas por cualquiera de los ojos son espacial y/o temporalmente distintas, siendo diferentes componentes de una imagen compuesta (por ejemplo, la esfera del reloj frente a las manecillas del reloj). Este enfoque no se presta en sí mismo a una medición cuantitativa y válida del grado en que las diferentes imágenes monoculares se combinan binocularmente y, por lo tanto, no puede en sí mismo guiar el tratamiento.

45 La invención de los solicitantes no utiliza este enfoque. Aunque el aparato muestra por separado la información del ojo derecho y del ojo izquierdo (es decir, la visualización dicóptica), esta información debe tener propiedades espaciales o temporales comparables (por ejemplo, el movimiento) calculadas sobre la imagen en su conjunto. Además, los solicitantes ajustan las fuerzas del contenido relativo de la información del ojo derecho/izquierdo para obtener una medición cuantitativa y válida del grado en que se combinan binocularmente las diferentes imágenes monoculares. Los solicitantes utilizan un enfoque de señal/ruido en el que la información vista por un ojo contiene señal para realizar la tarea en cuestión, mientras que la información vista por el otro ojo contiene ruido diseñado para perturbar el rendimiento (es decir, el paradigma de señal/ruido). La medida en que el ruido visto por un ojo perturba el rendimiento proporciona una medida directa relacionada con el rendimiento de lo bien que se combina la información vista a través de ese ojo con la información vista por el otro ojo.

55 Por contenido de información los solicitantes entienden la luminancia general, el contraste local, la dirección del movimiento, la velocidad del movimiento, el muestreo espacial, la frecuencia espacial y la orientación de las

características locales de la imagen. Si bien el presente enfoque utiliza un paradigma de señal/ruido, se podría generalizar a otros estímulos en los que el contenido de información de las imágenes izquierda y derecha se variase sistemáticamente de manera que se preste en sí mismo a una medida cuantitativa de la medida en que la información de los dos ojos se combina binocularmente. Los solicitantes modelan la combinación de la señal y el ruido en un análisis del rendimiento del umbral derivado y ajustan sistemáticamente el equilibrio de la información vista por cada ojo para obtener umbrales de rendimiento binocular óptimos para la tarea. Esto da un equilibrio de información que un sistema visual particular puede tolerar y un punto de referencia a partir del cual medir el progreso del tratamiento. Proporciona una medida válida del grado en que un ojo más fuerte suprime a un ojo más débil en los casos de visión binocular anómala. Como resultado de las repetidas mediciones, el punto de equilibrio cambia gradualmente hacia 50:50, que es el punto de equilibrio en un individuo normal con buena visión binocular. Los solicitantes utilizan dos tareas diferentes en función del principio anterior para centrarse en concreto en el funcionamiento de las dos vías principales que transportan la información visual en la corteza extra-estriada, las vías ventral y dorsal. Los solicitantes utilizan tareas espaciales globales para dirigir las tareas de movimiento primera y global para dirigirse a la segunda.

En lugar de parchear un ojo fuerte para ejercitar el ojo débil, los solicitantes han descubierto que la presentación de diferentes imágenes a ambos ojos puede estimular la visión binocular. Las diferentes imágenes contienen un contenido de información diferente, con el ojo fuerte recibiendo menos información que el ojo débil.

La diferencia de contenido de información entre las imágenes presentadas en las que un paciente comienza a experimentar la visión binocular es una indicación del grado de salud de la visión binocular. El tratamiento comienza con una medición inicial del grado de desequilibrio entre el contenido de información de las imágenes izquierda y derecha para que se produzca la combinación binocular. Esto se denomina punto de equilibrio y representa una medida del grado de supresión interocular. Se inicia un régimen de entrenamiento de una duración de entre 1 y 2 horas, de tal manera que las imágenes se presentan con desequilibrios de información en el punto de equilibrio medido previamente y cerca de él, y se supervisa el rendimiento psicofísico en estos puntos de equilibrio para la tarea, ya sea la discriminación de la dirección del movimiento o la discriminación de la orientación. Al final de esta sesión de entrenamiento, el punto de equilibrio se vuelve a medir utilizando los mismos estímulos y tareas. Si la lectura del punto de equilibrio permanece estable durante 3 de estas sesiones de tratamiento, se interrumpe el tratamiento posterior. Si la lectura del punto de equilibrio se reduce, se planifica un tratamiento adicional y este ciclo de evaluación/tratamiento continúa hasta que el valor del punto de equilibrio alcanza un valor asintótico, representado por tres valores de equilibrio consecutivos que son estadísticamente indistinguibles. La evaluación del punto de equilibrio la realiza un profesional de la atención de la vista clínicamente capacitado, mientras que el tratamiento se puede aplicar en un dispositivo portátil, cuyas medidas relacionadas con el rendimiento se almacenarán y a las que posteriormente podrá acceder el profesional de la atención de la vista.

Una diferencia variable entre una imagen del ojo izquierdo y una imagen del ojo derecho se puede ajustar para lograr la visión binocular en un paciente que tenga una deficiencia de visión binocular. Se utiliza una fuente de pares de imágenes junto con un sistema de visualización dicóptico para presentar una de las parejas de imágenes seleccionadas como una imagen del ojo derecho al ojo derecho de un paciente y una imagen del ojo izquierdo al ojo izquierdo de un paciente. La diferencia variable con la que un paciente logra la visión binocular es una medida del nivel de una función o salud de la visión binocular, y la exposición continua a los pares de imágenes es terapéutica. La diferencia variable se puede ajustar durante la terapia y es posible el restablecimiento de la visión binocular regular.

El contenido de información puede adoptar diversas formas. El contraste, la luminancia general, el muestreo, la resolución, el filtrado, el tiempo, el movimiento, la orientación y el contorno son todos ejemplos de características de la imagen que afectan al contenido de información tal como lo percibe el cerebro humano. Algunas de estas características de la imagen sólo se pueden alterar mediante el procesamiento de la imagen, mientras que otras se pueden alterar mediante filtros físicos. Las imágenes procesadas que tienen la diferencia de contenido de información deseada se pueden grabar o almacenar para su posterior visualización, o bien generar por computadora según se requiera. La visión binocular se puede experimentar en pacientes que tienen pérdida o disminución de la visión binocular debido a un fuerte desequilibrio entre el ojo fuerte/débil, utilizando imágenes que tienen una diferencia de contenido de información con respecto a una o más de estas características de la imagen. Los resultados preliminares muestran que la cantidad de diferencia a la que se experimenta la visión binocular puede ser diferente para distintas características de la imagen.

La diferencia de contenido de información se selecciona o ajusta hasta que un paciente o usuario experimenta visión binocular. Esta etapa es útil para la evaluación de la salud de la visión binocular, y cuando es continua, se restaura la visión binocular asistida y se ejercita el ojo débil mientras se obliga a ambos ojos a trabajar juntos. Para mejorar la visión binocular y trabajar en la restauración de la visión binocular sin ayuda, la diferencia de contenido de información se reduce, normalmente de forma muy gradual, con el objetivo de mejorar la capacidad de ambos ojos para trabajar juntos.

Breve descripción de los dibujos

La descripción se entenderá mejor por medio de la siguiente descripción detallada de una forma de realización preferida, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- Figura 1: Se muestra la representación esquemática del cinematograma de puntos aleatorios para las condiciones monocular (A) y binocular (B). Las flechas negras muestran los puntos de señal, que estaban en movimiento, en la misma dirección (arriba frente abajo) en un ensayo. Mientras que las flechas blancas representan los puntos de ruido, que estaban en movimiento en direcciones aleatorias. En la condición monocular, los puntos de señal y de ruido fueron presentados a un ojo a la vez (A). En la condición binocular, los puntos de señal y de ruido fueron presentados a diferentes ojos dentro de cada ensayo.
- Figura 2: Se muestran los datos del umbral de sensibilidad de contraste promedio para la dirección del movimiento (exp. 1) para 7 sujetos ambliopes y 8 sujetos normales para el AME (línea continua y cuadrados rellenos) y los FFE (línea discontinua y cuadrados sin relleno) de sujetos ambliopes y para ojos no dominantes (línea sólida y círculos rellenos) y dominantes (línea discontinua y círculos sin relleno) de sujetos normales para condiciones monoculares (A) y binoculares (B). El eje Y representa el umbral de coherencia (%) en la escala lineal. El eje X representa el contraste en escala logarítmica.
- Figura 3: Se representan los datos del umbral de coherencia para diferentes combinaciones de contrastes para los ojos ambliope y FFE para 4 sujetos individuales (A-D representan ED, GN, ML, y GC, respectivamente). El eje Y representa la proporción del umbral de coherencia del AME al FFE. El eje X representa el contraste de los estímulos, que fueron presentados al AME. El contraste correspondiente de los estímulos presentados al FFE se presenta en forma de diferentes curvas (círculo relleno para el 2,34%, círculo sin relleno para el 3,13%, cuadrado relleno para el 3,91%, cuadrado sin relleno para el 4,69%, triángulo relleno para el 5,475 y triángulo sin relleno para el 6,25%). La línea de puntos representa una proporción de 1 donde los umbrales en ambos ojos son los mismos.
- Figura 4: En esta figura se presenta la proporción de contraste promedio del ojo contralateral fijo al AME cuando los umbrales de coherencia eran iguales en ambos ojos. El eje X representa el contraste de los estímulos a los FFE y el eje Y representa la proporción de contraste de los estímulos al AME y los FFE
- Figura 5: Se presentan los puntos de datos individuales y los datos medios de los umbrales de coherencia de los ojos ambliopes y no dominantes (cuadrados rellenos) frente a los ojos contralaterales fijos y dominantes (cuadrados sin relleno) para las condiciones monocular (A) y binocular (B). El eje X representa los umbrales de coherencia para el FFE y el DE y el eje Y representa los datos correspondientes para el AME y el NDE. La línea de puntos muestra la proporción de una línea en la que los umbrales en dos ojos serían los mismos.
- Figura 6: Las proporciones de los umbrales de coherencia promedio para los ojos no dominante y dominante en 8 observadores normales y ambliopes y los FFE en 7 sujetos ambliopes se presentan con diferentes contrastes de estímulos. El eje X representa el contraste (%) y el eje Y representa la proporción del umbral de coherencia para los sujetos ambliopes (AME/FFE) (barras rellenas) y los normales (NDE/DE) (barras sin relleno).
- Figura 7: Se presentan las proporciones de los umbrales de coherencia del AME sobre el FFE para combinaciones de estímulos con diferentes contrastes para condiciones de un observador ideal (A), monocular (B) y dicóptico (C). El eje X representa el contraste de los estímulos con el FFE y el eje Y representa el contraste con el AME. En (C) se representa la proporción del umbral de coherencia promedio del NDE al DE para los observadores normales para la condición dicóptica en cuadrados grises colocados a lo largo del eje diagonal donde los contrastes de los estímulos fueron los mismos para ambos ojos.
- Figura 8: Se presenta una comparación del rendimiento de los AME en condiciones monoculares con parcheo del FFE (barras rellenas) y sin parcheo del FFE, que veía la luminancia media, en su lugar (barras sin relleno). El eje X es el contraste porcentual y el eje Y es el umbral de coherencia (%). Las barras de error representan +/- 1SD.
- Figura 9: Se presenta la orientación media dicóptica esquemática para las condiciones monocular (A) y binocular (B). En (A) sólo se presentan elementos de señal a un ojo y el punto de fijación de más luminancia media al otro. En (B), los elementos de señal se presentan a un ojo (imagen derecha en esta presentación) y los elementos de ruido al otro ojo (imagen derecha en esta presentación).
- Figura 10: Se presentan los umbrales de discriminación de orientación media para el FFE (círculos y línea discontinua) y el AME (estrellas y línea continua) para un sujeto ambliope (ML). El eje X representa la desviación estándar de la orientación ($^{\circ}$). El eje Y representa el desplazamiento de la orientación del umbral ($^{\circ}$). En el recuadro se presentan los parámetros de ruido interno (IN) y eficiencia de muestreo (NS) que fueron obtenidos al ajustar el modelo de ruido equivalente a los datos. El contraste de los estímulos al FFE es del 50% y al AME es del 75%. En esta combinación de contrastes, los dos ojos de este sujeto mostraron umbrales de discriminación de orientación local similares.
- Figura 11: Se presentan los umbrales de discriminación de orientación media para el FFE (círculos y líneas de puntos) y el AME (estrellas y líneas continuas) para la proporción del número de elementos AME/FFE de 16/16, 32/8, 64/4 y 128/2 para A-D, respectivamente. Los parámetros de ruido interno (IN) y eficiencia de muestreo (NS) se presentan en recuadros. Los ejes X representan las desviaciones estándar de la orientación ($^{\circ}$). Los ejes Y representan el desplazamiento de la orientación del umbral ($^{\circ}$).
- Figura 12: Se presentan los umbrales de discriminación de orientación media para el FFE (círculos y líneas de puntos) y el AME (estrellas y líneas continuas) para una proporción de contraste AME/FFE del 75% al 25%, del 75% al 10% y

del 75% al 5% para A-C, respectivamente. Los parámetros de ruido interno (IN) y eficiencia de muestreo (NS) se presentan en recuadros. Los ejes X representan las desviaciones estándar de la orientación ($^{\circ}$). Los ejes Y representan el desplazamiento de la orientación del umbral ($^{\circ}$).

5 Figura 13: El ruido interno (A) y la eficiencia de muestreo (B) se presentan en este gráfico para 5 sujetos ambliopes. Se presenta una condición monocular (16/16) (barra sin relleno) y 4 condiciones binoculares (16/16 a 2/128) (de negro a gris claro) para el AME (A) y el FFE (G) de los sujetos.

10 Figura 14: Se presentan los umbrales de discriminación de orientación media para un sujeto ambliope (GN) para la condición monocular de contraste coincidente (A) y combinaciones de diferentes números de elementos y contrastes al AME y el FFE (B). En (B) el número de elementos cambia de 16/16 a 2/128 a lo largo del eje horizontal y el contraste de 25/75 a 5/75 a lo largo del eje vertical. Las combinaciones de los cambios en el número de elementos (es decir, FFE/AME de 16/16 a 2/128) y el contraste (FFE/AME de 25/75 a 5/75) acercaron el rendimiento del AME y el FFE entre sí.

La Figura 15a es un diagrama de bloques esquemático de una primera forma de realización de la invención en la que se utiliza una pantalla monoscópica dicóptica.

15 La Figura 15b es un diagrama de bloques esquemático de una segunda forma de realización de la invención en la que se utiliza una pantalla estereoscópica.

La Figura 15c es un diagrama de bloques esquemático de una tercera forma de realización de la invención en la que la cantidad variable de diferencia de contenido de información se selecciona seleccionando un par de imágenes apropiado a partir de un almacén de pares de imágenes.

20 La Figura 16 es un diagrama de flujo de las etapas que intervienen en un método de tratamiento de un paciente ambliope en una forma de realización de la descripción.

Descripción detallada

25 Los solicitantes aplicaron técnicas ampliamente utilizadas en el estudio del procesamiento visual de alto nivel a la cuestión de la visión binocular en la ambliopía. En concreto, los solicitantes utilizaron un paradigma clásico de señal/ruido que los solicitantes aplicaron de manera dicóptica, con lo que la señal fue presentada a un ojo y el ruido al otro para evaluar las interacciones binoculares en los observadores ambliopes. El razonamiento era que si el ojo que recibía la señal no podía procesar la información que se le presentaba debido a la supresión, entonces sólo sería visible el ruido presentado al otro ojo y la tarea asociada con la población de señales sería imposible. Sin embargo, si estaba disponible alguna información a través del ojo que veía la población de señales, una medida de comportamiento del desempeño de la tarea permitiría a los solicitantes cuantificar exactamente cuánta información estaba proporcionando este ojo. Es importante señalar que, como las dos poblaciones de señales y ruidos eran distintas, los solicitantes podían manipular independientemente determinados atributos de cualquier población, tal como el contraste o el número de muestras presentes en la población. De esta manera, los solicitantes pudieron ajustar independientemente los estímulos presentados a cada ojo y medir la contribución de cada ojo al rendimiento binocular.

30 Los solicitantes descubrieron que bajo determinadas condiciones en las que se presentaba una cantidad reducida de estimulación al FFE y una cantidad aumentada al AME, los solicitantes podían "equilibrar" los dos ojos y medir las respuestas de comportamiento claramente indicativas de la función binocular existente pero débil en sus sujetos ambliopes. Esto era cierto para los estímulos que se dirigían de forma independiente tanto al flujo de procesamiento visual dorsal (procesamiento de movimiento, experimento 1) como al flujo de procesamiento ventral (procesamiento de forma, experimento 2). Los solicitantes también pudieron cuantificar con precisión las interacciones entre los dos ojos midiendo la proporción de la diferencia entre las dos poblaciones de estímulos, por ejemplo, la proporción del contraste presentado al ojo contralateral frente al presentado al AME.

45 Antes de describir los detalles de los experimentos específicos, se describirá una visión general del aparato básico de acuerdo con dos formas de realización de la invención con referencia a las Figuras 15a y 15b, y la evaluación y la terapia utilizando una forma de realización de la invención se describirá ahora con referencia a la Figura 16. En la forma de realización de la Figura 15a, una fuente de imagen 20 comprende una cámara o un generador de imágenes por computadora. La imagen deseada se procesa entonces mediante el procesador 22 en respuesta a una diferencia de contenido de información variable de entrada o a una señal de proporción. En el caso de una imagen de cámara, se pueden utilizar técnicas de filtrado de imágenes (es decir, programas informáticos) para alterar el contenido de información, mientras que en una imagen generada por computadora, los componentes seleccionados de la imagen pueden incluir o no de forma selectiva en las diferentes imágenes. El usuario utiliza un sistema de visualización dicóptico 24 para ver las imágenes. Un sistema de visualización dicóptico es esencialmente un sistema de visualización estereoscópica en el que las imágenes visualizadas no son imágenes de perspectiva diferente que producen un efecto 3D. Dichos sistemas de visualización son bien conocidos en la técnica. Para un experto en la técnica será evidente

50 cómo programar una computadora de uso general para proporcionar una interfaz de usuario adecuada para controlar el ajuste de la diferencia de contenido de información entre las imágenes del ojo derecho y del ojo izquierdo mostradas por el sistema de visualización dicóptico.

En la forma de realización de la Figura 15b, el aparato proporciona imágenes estereoscópicas, y por lo tanto la fuente de la imagen 20 es un par de imágenes estereoscópicas, y el procesador de imágenes 22 altera el contenido de información entre las imágenes, respetando la información de perspectiva diferente proporcionada por el par de imágenes. En la forma de realización de la Figura 15c, la fuente de imagen 20 es un almacén de al menos un conjunto de pares de imágenes que tienen un rango de diferencias de contenido de información. Como se puede apreciar, el almacén de imágenes puede contener decenas, si no centenares, de pares de imágenes dentro de un conjunto, particularmente cuando la diferencia de contenido de información se debe seleccionar en función de las diferentes características de la imagen. En esta forma de realización, el procesador de imágenes 22 es más bien un dispositivo de selección de imágenes que selecciona el par de imágenes apropiado en respuesta a la señal de diferencia de entrada deseada. El par de imágenes seleccionado puede ser estereoscópico o no.

El aparato de las Figuras 15a a 15c puede comprender una computadora de uso general que tenga una memoria y capacidad de almacenamiento de datos adecuadas. El procesador 22 puede comprender un programa informático adecuado ejecutado por la computadora, y la fuente de imagen 20 puede comprender el almacenamiento de datos de la computadora, una interfaz de cámara, un programa generador de imágenes por computadora ejecutado por la computadora, o una alternativa adecuada, como se apreciará por los expertos en la técnica. La electrónica y los programas informáticos de las gráficas de vídeo y los dispositivos de visualización, incluyendo cualesquiera gafas con obturador, gafas de lentes polarizadas o gafas prismáticas, que compongan la pantalla 24 pueden incluir componentes de una computadora utilizada para los elementos 20 y 22. Una computadora también se puede programar para proporcionar una interfaz de usuario para proporcionar a un usuario u operador la capacidad de seleccionar la señal de diferencia de contenido de información y otros parámetros, y además la interfaz puede registrar las respuestas del usuario para su análisis. El aparato puede incluir también una consola de videojuegos o una computadora personal equipada con programas informáticos de videojuegos diseñados para permitir la separación binocular de la información visual dentro del juego, ya sea de manera uniforme o desigual entre los ojos. El dispositivo de visualización también puede incorporar tecnología para permitir un entorno de realidad virtual inmersivo.

La terapia consiste en sesiones de presentación de imágenes repetidas, adquisición de respuestas y modificación de imágenes. Al principio, se evalúa el "factor de equilibrio" de la visión binocular para cada atributo de la imagen, utilizando una tarea en la que se requiere la información de cada ojo. Sobre la base del "factor de equilibrio" obtenido, se modifica el contenido de información de la imagen, por ejemplo, se presentan imágenes con información de contenido reducido a los ojos contralaterales e imágenes con contenido de información aumentado al ojo ambliope, y se adquieren respuestas en el contexto de la tarea. La retroalimentación en forma de ejecución de la tarea determina si es necesario modificar más el contenido de la imagen. Tras varias repeticiones se evalúan la visión binocular y la estereovisión. El objetivo es, a través de ensayos repetidos, lograr un cambio permanente en el factor de equilibrio original de tal manera que se pueda mostrar información comparable a cada ojo y utilizarla para obtener mejor rendimiento en la tarea dicóptica. El entrenamiento también puede adoptar la forma de un videojuego, ya sea diseñado específicamente para este fin o modificado mediante el aparato de procesamiento/visualización de imágenes para facilitar el entrenamiento.

En una forma de realización alternativa, el aparato comprende un dispositivo de interfaz de usuario en forma de un dial que permite al usuario establecer manualmente el nivel de diferencia de contenido de información requerido en cada ojo para la visión binocular. Para la evaluación y el tratamiento de las deficiencias de la visión binocular es importante realizar todos los experimentos por encima del umbral en que se alcanza la visión binocular. El dial permite realizar ajustes continuos o por etapas del contenido de información, tal como la luminancia general, el contraste local, la dirección del movimiento, la velocidad del movimiento, el muestreo espacial, la frecuencia espacial y la orientación de las características locales de la imagen. Otro dispositivo de interfaz de usuario en una forma de realización alternativa puede comprender objetos de entrada de usuario en la pantalla de la computadora, botones o mando (palanca de mando) que permitan al usuario seleccionar una entrada durante una tarea. Por ejemplo, en una tarea de determinación del movimiento, el usuario selecciona un botón cuando se percibe un movimiento ascendente u otro botón cuando se percibe un movimiento descendente. En una tarea de orientación, el usuario puede seleccionar la orientación de las señales gabor en una palanca de mando, un dial o una serie de botones. El rendimiento obtenido por el usuario durante cualquiera de dichas tareas se puede registrar mediante el aparato, los datos se pueden analizar mediante un programa informático en una computadora e imprimir para permitir una fácil interpretación y evaluación del éxito terapéutico del régimen.

El uso de una computadora y un programa informático para capturar datos, analizar datos y presentar los datos pertinentes al oculista es un aspecto adicional de la invención, ya que la medición del contenido de información de cada ojo que se realiza antes de cada serie de tareas, así como los resultados reales de la tarea anterior, permite al oculista (o a la computadora y el programa informático) seguir el éxito del régimen de tratamiento y ajustar en consecuencia el protocolo, la frecuencia y la duración del tratamiento. Para un usuario con deficiencias de visión binocular tales como la ambliopía, el contenido de información presentado al ojo débil es mayor que el presentado al ojo fuerte para que se logre la visión binocular y, por lo tanto, el factor de equilibrio calculado, que es simplemente la proporción del contenido de información del ojo débil sobre el contenido de información del ojo fuerte, será mayor que 1. La eficiencia terapéutica se alcanza cuando el factor de equilibrio se aproxima, o idealmente alcanza 1 (50:50 contribución de cada ojo a la visión binocular). Los tratamientos que consisten en tareas repetidas se interrumpen bien cuando el factor de equilibrio alcanza 1 o bien cuando varias tareas consecutivas no conducen a una mejora de la visión binocular (es decir, una disminución en el factor de equilibrio).

En una forma de realización alternativa, la computadora y el programa informático pueden utilizar imágenes del mundo real y difuminar de forma selectiva las áreas ricas en información de la imagen del ojo fuerte para favorecer el procesamiento del contenido de información del ojo débil, contribuyendo por lo tanto a la mejora de la visión binocular.

5 En todavía otra forma de realización, el aparato puede incluir gafas especializadas que se pueden usar como gafas LCD o gafas con obturador. Estas gafas se pueden conectar, de forma inalámbrica o no, a una computadora que contiene el programa informático necesario para coordinar y ejecutar el régimen de tratamiento de la visión binocular.

Experimento 1 - Interacciones binoculares de la vía dorsal

10 Se cree que el flujo de procesamiento visual dorsal se ocupa predominantemente de la información de movimiento (Wurtz & Kandel, 2004). Por consiguiente, para estudiar la vía dorsal, los solicitantes utilizaron cinematogramas de puntos aleatorios (RDK) para evaluar la función binocular de esta vía en la ambliopía. Los solicitantes utilizaron una tarea de movimiento de coherencia. Estos estímulos se construyen normalmente con dos poblaciones de puntos en movimiento. La población de la "señal" se mueve toda en la misma dirección, denominada la dirección "coherente". Por el contrario, la población de "ruido" no tiene una dirección de movimiento común, ya que todos los puntos se mueven en direcciones aleatorias. La proporción entre los puntos de señal y de ruido necesaria para recuperar la dirección coherente de movimiento se denomina umbral de coherencia de movimiento. La medición de los umbrales de coherencia de movimiento es un paradigma bien estudiado en lo que respecta a la integración del movimiento global (Braddick, 1974; Newsome, Britten, Salzman & Movshon, 1990; Newsome & Pare, 1988). Una ventaja adicional de este paradigma es que también proporciona una medida de la segregación del ruido de la señal.

15 Los estímulos de coherencia de movimiento proporcionan dos fuentes de señal y ruido, con lo que la integración de la primera aumenta el rendimiento y la integración de la segunda perturba el rendimiento. Por consiguiente, al utilizar estos estímulos con la señal y el ruido separados de forma dicóptica, se pueden estudiar independientemente los mecanismos responsables de combinar la información de dos ojos y medir la contribución de cada ojo a la percepción visual total.

20 Los solicitantes razonaron que si se presentaban puntos de señal al ojo ambliope (AME) y ruido al ojo contralateral fijo (FFE), entonces la capacidad de percibir la dirección de movimiento coherente sólo sería posible si el AME fuera capaz de superar la supresión del FFE. Además, los solicitantes podían asegurar que los dos ojos funcionarían binocularmente midiendo los umbrales de coherencia de movimiento, una medición que sólo es posible si las poblaciones tanto de señal como de ruido contribuyen a la percepción final.

25 Los solicitantes descubrieron que bajo la presentación dicóptica de la señal y el ruido con un contraste similar, el umbral de coherencia era más alto cuando los puntos de señal se presentaban a los AME y los puntos de ruido a los ojos contralaterales en comparación a cuando los puntos de señal se presentaban a los FFE y el ruido a los AME. El umbral de coherencia más alto en la primera condición sugiere que menos información del AME está contribuyendo a la percepción visual. Sin embargo, al aumentar el número de puntos de señal presentados al AME, como parte de la medición del umbral de coherencia, el sistema visual binocular comenzó a fusionar las imágenes de dos ojos y por tanto pudo realizar la tarea. Este hallazgo sugiere que presentar proporcionalmente más puntos de señal al AME puede compensar su deficiencia visual. Los solicitantes también manipularon el contraste de los estímulos presentados a cada ojo de forma independiente cuando los solicitantes presentaron los estímulos a los FFE con contrastes más bajos que los presentados a los AME. Los solicitantes descubrieron que con una determinada proporción de contrastes entre los dos ojos (menos contraste con el FFE) el AME fue capaz de participar en la tarea y fue lograda una visión binocular, lo que indica que presentar los estímulos con mayores contrastes al AME también puede compensar su deficiencia. La proporción de contraste exacta varió en función de cada observador. Sin embargo, es importante señalar que no era lo mismo que la diferencia en los umbrales de contraste monocular para esta tarea, con lo que fueron presentadas poblaciones tanto de señal como de ruido a un ojo a la vez. Esto demostraba que la presentación dicóptica producía una verdadera medida de la interacción binocular.

30 Como un control final los solicitantes también midieron los umbrales de coherencia monocular en el AME cuando el FFE estaba o bien parcheado o bien viendo la luminancia media. Esto proporcionó una medida del nivel de supresión del AME obtenido con sólo tener el FFE abierto.

Experimento 2 - Interacciones binoculares de la vía ventral

35 En un experimento diferente pero similar, los solicitantes aplicaron la misma idea de (a) integración binocular señal/ruido y (b) manipulación del número de muestras y contraste para los estímulos presentados de forma dicóptica (por ejemplo, orientación). Los solicitantes utilizaron una tarea de discriminación de orientación media global en la que se presentó a los observadores un parche de señales Gabor orientadas y se les pidió que emitieran juicios sobre la orientación media, en concreto, si estaba inclinada a la izquierda o a la derecha de la vertical (véase Methods of (Mansouri, Allen, Hess, Dakin & Ehrt, 2004)). Las orientaciones de la señal Gabor fueron seleccionadas al azar a partir de una población predeterminada con una media y una varianza específicas. Las orientaciones de los ruidos Gabor fueron seleccionadas a partir de una distribución plana. Al igual que en el experimento 1, los solicitantes razonaron que la integración de las señales Gabor mejora el rendimiento mientras que la integración de los ruidos Gabor perturba el rendimiento del sistema visual. Los solicitantes podían medir objetivamente la contribución de cada ojo a la

5 percepción visual, en función del ojo al que era presentada la señal o el ruido. Los solicitantes cambiaron los contrastes bajo los cuales los solicitantes podían obtener un rendimiento coincidente monocular para el AME y el FFE de cada sujeto individual como un punto de referencia para este estudio. Los solicitantes descubrieron que aunque ambos ojos podían funcionar de manera similar cuando los estímulos con contrastes coincidentes se presentaban a cada ojo de manera monocular, cuando los estímulos con contrastes similares fueron presentados de manera dicóptica, el AME ya no podía contribuir. Por consiguiente, el sistema binocular estaba inactivo cuando se presentaban a los dos ojos estímulos teniendo en cuenta la deficiencia del AME monocular. Sin embargo, cuando fueron presentados estímulos más débiles (es decir, menos muestras o menos contraste) al FFE, el AME empezaba a contribuir a la visión binocular.

10 La implicación de estos hallazgos es que, tanto para el procesamiento visual dorsal como ventral, los mecanismos binoculares en la ambliopía, aunque débiles, están intactos. Por consiguiente, los enfoques de tratamiento de la ambliopía deben abordar directamente el fortalecimiento de este sistema binocular para superar los mecanismos de supresión que actúan sobre el AME.

Tabla 1

Obs	Edad/Sexo	Tipo	Refracción	Dev	LA	Estrabismo	Historia, estéreο
AS	21/F	RE	∅		20/160	ET 15º	Se detectó a los 4 años, parche a los 4 años durante 6 meses, cirugía a los 7 años, sin cirugía.
		strab LE	-0,5	DS	20/20		
AR	47/M	RE	∅		20/20		Se detectó a los 6 años, sin parches, sin cirugía.
		strab LE	∅		20/50	ET 1º	
ED	43/F	RE	+0,5	DS	20/16		Se detectó a los 6 años, parche durante 1 año, estereovisión local normal.
		strab LE	+0,5	DS	20/63	ET 5º	
GC	20/F	RE	∅		20/20		Se detectó a los 7 años, parche durante 1 o 2 años, sin cirugía.
		strab LE	∅		20/50	ET 1º	
GN	30/M	RE	+5,00	- 120º	20/70	ET 8º	Se detectó a los 5 años, parche durante 3 meses, no se toleran gafas, 2
		mixto	2,00	75º	20/20		
JD	21/M	RE	+4,00	DS	20/63	ET 5º	Detectado a los 5 años, parche durante 3 años, sin cirugía, 2/10 local.
		estrabismo	+1,50	DS	20/16		
ML	20/F	RE	+1,0 - 0,75	90º	20/80	ET 6º	Se detectó a los 5 años, parche durante 2 años
		mixto	-3,25	DS	20/25		
PH	33/M	RE	-2,0 + 0,5	DS	20/25		Se detectó a los 4 años, parche durante 6 meses,
		strab LE	+0,50	DS	20/63	ET 5º	
RB	49/F	RE	+3,25	DS	20/15		Se detectó a los 6 años, con gafas desde los 6 años, sin ninguna otra terapia, cerca de
		strab LE	+4,75	45º	20/40	ET 10º	

15 La Tabla 1 proporciona detalles clínicos de los observadores ambliopes que participan en el experimento. Se han utilizado las siguientes abreviaturas: strab para estrabismo, aniso para el anisometrope, RE para el ojo derecho, LE para el ojo izquierdo, ET para la esotropía, XT para la exotropía, orto para la alineación ortotrópica, sph para la esfera de dioptrías.

Métodos

Observadores

20 Ocho ambliopes y ocho observadores normales participaron en los dos experimentos (siete y cinco sujetos ambliopes completaron el experimento 1 y 2, consecutivamente). Fue probada la refracción en todos los observadores y corregida para obtener la mejor agudeza visual. Fue seguida la "Declaración de Helsinki" y fue obtenido el consentimiento informado de todos los observadores antes de la recopilación de datos.

Dominancia ocular: La dominancia ocular en sujetos normales fue evaluada para cada sujeto utilizando un ensayo de observación (Rosenbach, 1903). Seis sujetos eran dominantes en el ojo derecho, dos eran dominantes en el ojo izquierdo.

Aparato (Exp. 1)

- 5 Los estímulos fueron generados utilizando Macintosh G4 y fueron presentados en un monitor P22f de la serie profesional de Sony con corrección de rayos gamma con una frecuencia de refresco de 75 Hz. La luminancia media de la pantalla era de aproximadamente 50 cd/m². Los RDK fueron presentados dentro de una ventana circular en el centro de la pantalla, que se subtendió 12° a la distancia de visión de 92 cm.

Estímulos (Exp. 1)

- 10 Los estímulos de movimiento global eran cinematogramas de puntos aleatorios traslativos (RDK). Los puntos fueron presentados sobre un fondo homogéneo de color gris medio (luminancia media de 50 cd/m²) que llenaba toda la ventana de visualización circular. La modulación de la luminancia (contraste de Michelson) y por lo tanto la visibilidad de los puntos se podía variar aumentando la luminancia de los puntos, con respecto al fondo, de acuerdo con la siguiente ecuación:

- 15
$$\text{Modulación de la luminancia de punto} = (L_{\text{puntos}} - L_{\text{fondo}}) / (L_{\text{puntos}} + L_{\text{fondo}}),$$

- donde L_{puntos} y L_{fondo} son la luminancia de los puntos y el fondo, respectivamente. La luminancia de los puntos se podía variar en el rango de 0,004 a 0,33. Cada RDK fue generado de nuevo inmediatamente antes de su presentación y estaba compuesto por una secuencia de 8 fotogramas, que al presentarse de forma consecutiva producían un movimiento aparente continuo. La duración de cada fotograma era de 53,3 ms, lo que resultaba en una duración total del estímulo de 426,7 ms. Cada imagen contenía 100 puntos no superpuestos (densidad de puntos de 0,88 puntos/°²) y el diámetro de cada punto era de 0,235°. Al principio de cada secuencia de movimiento, la posición de cada punto fue asignada de forma aleatoria. En los fotogramas siguientes, cada punto fue desplazado 0,3°, lo que dio como resultado una velocidad de deriva, si se mantiene, de 5,9°/s. Cuando un punto alcanzaba el borde de la ventana de visualización circular, se volvía a trazar inmediatamente en una posición espacial aleatoria dentro de los límites de la ventana.

Procedimiento (Exp. 1)

- El nivel de coherencia de movimiento global del estímulo fue manipulado limitando una proporción fija de puntos de "señal" en cada actualización de la imagen para que se moviera de forma coherente a lo largo de una trayectoria de traslación y el resto (puntos de "ruido") para que se movieran en direcciones aleatorias. La dirección de los puntos de señal podía ser tanto hacia arriba como hacia abajo en cada ensayo con igual probabilidad.

Experimento 1A, condición monocular

Ambos ojos abiertos

- Utilizando un estereoscopio, los estímulos fueron presentados de forma aleatoria a un ojo a la vez dentro de cada serie con todas las mediciones realizadas de forma monocular (véase la Figura 1A). El observador no sabía qué ojo estaba viendo el estímulo. Los umbrales de movimiento global fueron medidos utilizando un procedimiento de discriminación de dirección de elección forzada de un solo intervalo. En cada ensayo, fueron presentados a los observadores un estímulo RDK en el que los puntos de señal se movían a lo largo de una trayectoria ascendente o descendente. La tarea de los observadores era identificar si el movimiento era hacia arriba o hacia abajo. La recopilación de datos fue llevada a cabo mediante un procedimiento de escalera adaptativa (Edwards & Badcock, 1995). La escalera varió la proporción de puntos de señal presentes en cada ensayo, de acuerdo con el historial de respuesta reciente del observador. La escalera terminó después de ocho inversiones y los umbrales fueron tomados (79% de rendimiento correcto) como la media de las últimas seis inversiones. Cada umbral notificado estaba basado en la media de al menos cinco escaleras.

Ojo contralateral fijo parcheado

- 45 En la condición anterior, en cada ensayo los estímulos fueron presentados a un ojo y el fondo (es decir, la luminancia media) al otro ojo en un orden aleatorio. La luminancia media a un ojo no llevaba ninguna información relativa al propósito de la tarea, por lo que no puede contribuir teóricamente en las decisiones finales de los sujetos sobre la tarea (es decir, el movimiento hacia arriba o hacia abajo). Sin embargo, la luz que pasa a través del ojo contralateral podía estimular las células de la retina de manera no específica. En la ambliopía, en la que el equilibrio de la interacción entre los dos ojos se ve alterado, y cualquier estimulación del ojo contralateral puede captar fuertemente la atención visual, la luminancia media del ojo contralateral podría haber tenido un efecto perjudicial en el rendimiento del AME debido a la supresión. Para medir el efecto de la luminancia media en el ojo contralateral cuando fueron presentados estímulos al AME, los solicitantes también probaron a los sujetos monocularmente con el FFE ocluido con un parche. El efecto de la luminancia media para el ojo contralateral en el rendimiento del AME es especialmente interesante porque la mayoría de los estudios sobre ambliopía utilizan parches para el ensayo monocular del AME. Si la diferencia

entre la luminancia media y las condiciones de ausencia de luz es significativa, los solicitantes deben reevaluar el paradigma del parcheo para el ensayo monocular.

Experimento 1B, presentación dicóptica

5 En el experimento 2, los RDK fueron presentados dentro de dos ventanas de visualización circulares, separadas horizontalmente, cada una equidistante del centro de la pantalla (véase la Figura 1B). Las imágenes fueron vistas a una distancia de 114 cm a través de un estereoscopio de Wheatstone. Cada ventana circular subtendió 7° y para ayudar a la fusión binocular, cada región de visualización fue rodeada por un marco rectangular.

10 Los puntos fueron presentados sobre un fondo gris medio homogéneo. La modulación de la luminancia (contraste de Michelson) y, por consiguiente, la visibilidad de los puntos se pudo variar independientemente en dos ojos aumentando la luminancia de los puntos, con respecto al fondo, de manera idéntica a la del Experimento 1.

15 En el Experimento 2, fue medido el rendimiento del movimiento global translacional en condiciones de visión dicóptica. Cada presentación contenía dos imágenes (véase la Figura 1). Anteriormente, en la condición de visión monocular, la señal y el ruido fueron presentados a un ojo y un campo gris uniforme de luminancia media fue presentado al otro ojo. En la condición de visión dicóptica, la señal fue presentada a un ojo y el ruido fue presentado al otro ojo. Dado que los solicitantes variaban el contraste de la señal y el ruido de forma independiente, los solicitantes podían presentar estímulos con alto contraste al AME y bajo contraste al FFE.

Todas las mediciones fueron llevadas a cabo en condiciones de visión dicóptica de manera idéntica a la empleada en el experimento 1.

20 En todas las condiciones de visión monocular y dicóptica, las mediciones fueron repetidas tanto con el ojo izquierdo como con el derecho dentro de la misma serie de ensayos. En este caso, fue realizado un seguimiento del rendimiento y fueron medidos los umbrales (79% de rendimiento correcto) para cada ojo utilizando un procedimiento de dos escaleras adaptativas intercaladas. Cada umbral notificado se basa en la media de al menos seis escaleras. Para las condiciones de visión monocular y dicóptica, fueron combinados los resultados de los ojos izquierdo y derecho.

Resultados (Exp. 1)

25 La Figura 2 representa los datos de umbral de coherencia promedio para las condiciones monocular (Figura 1A) y binocular (Figura 1B). En la condición monocular (A), la ambliopía y los FFE mostraron umbrales más altos que los de los ojos normales. Sin embargo, en los contrastes de supraumbrales medios (por ejemplo, 5-8%) los AME mostraron umbrales significativamente más altos que los umbrales normales, mientras que el umbral del FFE fue cercano a los de los ojos normales. En la condición dicóptica (B) los AME mostraron umbrales significativamente más altos en todos los contrastes ensayados. Los umbrales promedio de los ojos normales caen entre los del ambliope y el FFE en los contrastes más altos, lo que sugiere que no sólo el AME sufre de supresión del FFE, sino que también el FFE se beneficia de este fenómeno.

35 La Figura 3 muestra el cambio en la proporción de los umbrales de coherencia en los contralaterales fijos y los AME cuando fueron presentados independientemente con estímulos de diferentes contrastes. Los estímulos presentados a los AME siempre tuvieron contrastes similares o mayores en comparación con los presentados a los FFE. La Figura 3 (A-D) representa los datos de 4 sujetos ambliopes individuales. Cuando les fueron presentados estímulos con el mismo contraste de forma dicóptica a ambos ojos, los umbrales fueron siempre más altos en los AME, lo que significa que cuando la estimulación a ambos ojos tuvo la misma energía, el AME fue menos eficiente. Sin embargo, el aumento del contraste proporcional al AME mejoró el rendimiento de los AME hasta el punto de que en la mayoría de los casos una proporción de contraste suficientemente grande proporcionó proporciones de umbral de coherencia de movimiento iguales a 1, lo que significa que ambos ojos funcionaban de igual manera. A mayores contrastes proporcionales, los AME mostraron un rendimiento aún mejor que los FFE.

45 En la Figura 4 se muestra la proporción del contraste de los estímulos presentados al AME y al FFE cuando ambos ojos mostraron umbrales de coherencia similares. En los 4 contrastes diferentes de los estímulos a los FFE, los AME necesitaban más contraste (es decir, la proporción es superior a uno) que los ojos contralaterales.

50 La Figura 5 muestra los datos individuales y medios para el ojo ambliope y no dominante frente al valor correspondiente del ojo contralateral fijo y dominante para las condiciones monocular (A) y dicóptica (B). Para la condición monocular, la mayoría de los puntos de datos caen cerca de la línea de puntos (proporción de 1), aunque los cuadrados rellenos (es decir, las proporciones para los sujetos ambliopes) son ligeramente superiores a las de los sujetos normales. Esto también se muestra en los datos medios (es decir, un gran cuadrado relleno frente a un gran cuadrado sin relleno). Sin embargo, el promedio de ambos conjuntos de datos se aproxima a la línea de puntos, lo que sugiere que los FFE y los AME se ven igualmente afectados y tienen umbrales más altos que los de los ojos normales.

55 Sin embargo, para la condición binocular (B), el conjunto de datos de la ambliopía se desplaza hacia arriba y hacia la izquierda. El punto de datos promedio para los sujetos ambliopes muestra un desplazamiento hacia la izquierda y hacia arriba del punto de datos promedio para los ojos normales. Esto sugiere que el AME es mucho más defectuoso que el FFE cuando se comparan esos datos con los del ojo dominante y no dominante.

La Figura 6 muestra los datos medios de la proporción del umbral de coherencia en el NDE de los sujetos normales sobre el DE y en el AME de los sujetos ambliopes sobre el FFE para la condición dicóptica. Para los estímulos de alto contraste (por ejemplo, más del 6%) la proporción para los sujetos normales es cercana a uno, lo que indica una diferencia mínima en el rendimiento del DE y el NDE en este rango de contrastes. Sin embargo, para los AME las diferencias en el rendimiento del AME frente al FFE son pronunciadas. En contrastes bajos (por ejemplo, 3 - 5% de contraste) la diferencia del AME permanece constante pero las diferencias de los ojos normales disminuyen. Con contrastes muy bajos (por ejemplo, por debajo del 3%) el NDE y el AME muestran un déficit casi similar con respecto al DE y el FFE respectivamente.

En la Figura 7 se presentan las proporciones de los umbrales de coherencia para el AME y el FFE con estímulos que tienen contrastes diferentes de un rango limitado (es decir, 2,5 - 6,5%). En (A) los datos para un observador ideal se presentan con la suposición de que la información de los dos ojos se combina linealmente. Los umbrales de coherencia son similares cuando el contraste de los estímulos de ambos ojos es el mismo y, por lo tanto, el eje diagonal muestra proporciones de umbral de uno. Los estímulos con un mayor contraste en cualquier ojo cambian la proporción del umbral a favor de ese ojo. En una condición monocular para sujetos ambliopes (B) en el eje diagonal, donde los contrastes de los estímulos a ambos ojos son los mismos, las proporciones son 0,5 (en promedio), lo que indica que el rendimiento de los FFE es dos veces mejor que el de los AME. Para un rendimiento igual (es decir, una proporción de uno) el AME necesita casi el doble de contraste que el determinado para el FFE (por ejemplo, 5 frente a 2,5) para obtener un rendimiento similar. La cantidad de mayor contraste requerida para un rendimiento similar de los dos ojos disminuye cuando el contraste con el FFE aumenta, sin embargo, hay una región de mayores contrastes con el AME y menores contrastes con el FFE que proporciona un rendimiento similar para los dos ojos. La Figura 7C muestra la misma gráfica que la Figura 6B, pero para la condición binocular. Los datos muestran que las curvas están desplazadas hacia arriba y por lo tanto para tener el mismo rendimiento en dos ojos, el AME necesita mucho más contraste (5,7 frente a 2,5). Los datos medios de sujetos normales con contrastes similares para ambos ojos se presentan en cuadros grises a lo largo del eje diagonal. A diferencia del observador ideal, que tiene la proporción de uno para los umbrales correspondientes de dos ojos con los mismos contrastes, los observadores normales muestran un mejor rendimiento para los DE en comparación con los NDE cuando ambos se presentan con los estímulos con los mismos contrastes. Sin embargo, las proporciones de los sujetos ambliopes son drásticamente más altas que las normales. En lo que respecta a los datos de los sujetos ambliopes, sigue habiendo una región en la que el rendimiento de los dos ojos es similar bajo presentación dicóptica. Incluso hay regiones en las que los AME tienen mejor rendimiento. Este hallazgo abre una nueva oportunidad para el tratamiento de la ambliopía, donde bajo condiciones de presentación dicóptica, el AME se puede activar.

En la Figura 8 se presentan los rendimientos monoculares de los AME para cuando los FFE están parcheados (barras sin relleno) y no parcheados (barras rellenas). El rendimiento de los AME cuando los FFE están parcheados es mejor que cuando los FFE están abiertos y se presentan con un fondo gris medio. Esto es muy importante porque muestra que parchear el FFE durante los experimentos psicofísicos mejora ligeramente la visión en el AME y por lo tanto oculta parcialmente las deficiencias del AME.

Experimento 2 - Interacciones binoculares de la vía ventral

Los resultados del experimento 1 indicaron que los sistemas binoculares relacionados con el procesamiento visual dorsal están intactos en la ambliopía. Como se describirá en la siguiente sección, las repercusiones del tratamiento en este hallazgo son significativas. Sin embargo, cualquier tratamiento dirigido a la función binocular en la ambliopía no sería satisfactorio si sólo se pudieran abordar las funciones visuales dorsales. Por consiguiente, los solicitantes aplicaron el mismo paradigma de señal/ruido dicóptico al procesamiento de la corriente ventral en la ambliopía. En el Experimento 2, en lugar de información sobre el movimiento, los solicitantes utilizaron pequeñas fichas visuales (parches Gabor), cada una de las cuales contenía información en una orientación específica. A un ojo le fue presentada una población de señales dentro de la cual la orientación de cada señal Gabor fue elegida al azar a partir de una población con media y varianzas predeterminadas. Al otro ojo le fue presentada una población de ruidos dentro de la cual cada ficha tenía una orientación aleatoria. La tarea era indicar la orientación de la "señal". Con la misma lógica aplicada al Experimento 1, los solicitantes razonaron que si al AME le fue presentada la señal y al ojo contralateral el ruido, la supresión completa del AME llevaría a una incapacidad para realizar la tarea ya que sólo se dispondría de información sobre el ruido. Sin embargo, si estuviese disponible información del AME para la percepción consciente, la cantidad de información se podría medir objetivamente utilizando el desempeño de la tarea psicofísica. Al igual que en el Experimento 1, los solicitantes pudieron manipular independientemente las propiedades de cada población de señales Gabor para controlar tanto el contraste como el número físico de Gabor presentadas a cada ojo (el "número de muestras"). Los solicitantes descubrieron que el sistema visual ambliope una vez más demostraba una visión binocular intacta tanto cuando fue reducido el contraste con el FFE y fue alterado el número de muestras a favor del AME como con una combinación de ambos. Una vez más, la proporción relativa de la información presentada a cada ojo se podía considerar una medida objetiva de la función binocular en la ambliopía que no se podía predecir en función de las diferencias de rendimiento monocular.

Aparato (Exp. 2)

Se utilizó una computadora Power Macintosh G3 para generar y mostrar los estímulos. La presentación de los estímulos fue controlada por el entorno Matlab (MathWorks Ltd) y Psychophysics Toolbox (Brainard, 1997). Todos los

estímulos fueron mostrados en un monitor Sony Trinitron GDM-F520 de 20 pulgadas para los experimentos de disparidad y control. El monitor fue calibrado y linealizado utilizando un fotómetro Graseby S370 y el paquete Video Toolbox (Pelli, 1997). La precisión de contraste de pseudo 12 bits se logró utilizando un atenuador de vídeo (Pelli & Zhang, 1991) que combinó las salidas RGB de la tarjeta gráfica (ATI Rage 128) en el canal verde (G). La frecuencia de refresco fue de 75 Hz. La luminancia media de las pantallas era de 28 cd/m². La resolución era de 1152 x 870 píxeles. Un píxel en la pantalla era de 0,32 mm, que era 2,12 arcmin del ángulo visual de los observadores desde la distancia de visión de 52cm.

Estímulos (Exp. 2)

Fueron presentados estímulos separados para los ojos izquierdo y derecho, utilizando un estereoscopio de espejo. Cada ojo veía una imagen independiente. Estas imágenes eran de 6° x 6° de ancho y estaban dispuestas en la pantalla de forma central y adyacentes entre sí. Las imágenes del ojo izquierdo y derecho fueron fusionadas en una imagen ciclópea por el observador. Los estímulos eran conjuntos de micropatrones de señales Gabor presentados en un fondo de luminancia media de 30° (altura) x 38° (anchura) (desde la distancia de los observadores). La envolvente de cada señal Gabor tenía una desviación estándar de 0,4 grados de ángulo visual. La frecuencia espacial de la modulación sinusoidal dentro de las señales Gabor era de 0,52 ciclos por grado (cpd). Normalmente, se presentaron 16 señales Gabor en cada ojo. Estas fueron colocadas al azar dentro de un área circular dentro del contorno de la caja, centradas en el centro de la caja. Cuando los parches se superponían (como podía ocurrir ocasionalmente), sus niveles de gris se añadían, si esto llevaba a niveles de brillo fuera del rango de luminancia posible, se recortaron apropiadamente en los valores de contraste máximo o mínimo.

La orientación de cada señal Gabor estaba controlada por su distribución parental. Fueron utilizados dos tipos de distribución parental, lo que produjo dos poblaciones de señales Gabor diferentes: "ruido" y "señal". La orientación de cada micropatrón Gabor en la población de señales fue seleccionada a partir de una distribución gaussiana con una media igual a la señal de orientación (es decir, 90° ± la señal generada por el APE, un método adaptativo de estímulos constantes (Watt & Andrews, 1981) y un ancho de banda variable. La desviación estándar de la distribución, σ_{ext} , variaba de 0° (todos los elementos alineados) a 28° (alta variabilidad de orientación). Las orientaciones de las señales Gabor en la población de ruidos fueron seleccionadas a partir de una distribución gaussiana con una desviación estándar de 90°. Los solicitantes utilizaron el mismo método para generar la distribución parental de los ruidos Gabor como fueron utilizadas para generar la distribución parental del conjunto de señales. Esto significaba que las distribuciones de la población de ruidos tenían una orientación media seleccionada al azar (en cada ensayo), sin embargo, dada la amplitud de la distribución esto no era perceptible. Obsérvese también que, como la orientación es una variable circular (es decir, cualquier orientación más allá de 180° o por debajo de 0° equivale a su equilibrio en el rango de 0° a 180°), las poblaciones de ruido de los solicitantes eran equivalentes a distribuciones uniformes entre 0 y 180 grados. Se ensayaron dos combinaciones diferentes de señal y ruido. En función de la condición que fue probada, la imagen de cada ojo podía contener una población de señales, una población de ruidos o ambas. Fue utilizado un estereoscopio para mostrar la imagen izquierda al ojo izquierdo y la imagen derecha al ojo derecho. Para evitar cualquier sesgo, no fueron informados los observadores de qué población (por ejemplo, de señal o de ruido) fue presentada en cada momento y si fueron presentadas diferentes poblaciones de señales Gabor a diferentes ojos, el proceso fue realizado de forma aleatoria dentro de una serie, de modo que los observadores no sabían qué estímulo se presentaba a qué ojo. Los observadores no recibieron retroalimentación.

Dos combinaciones de señal y ruido fueron:

La población de señales presentada a FFE/DE y la luminancia media al AME/NDE, y viceversa (fig. 9A)

La población de señales presentada a FFE/DE y la población de ruidos al AME/NDE, y viceversa (fig. 9B)

Según se declaró anteriormente, todos los sujetos comenzaron el experimento con las poblaciones de señales y ruidos, cada una de ellas compuesta por 16 señales Gabor, y continuaron con diferentes proporciones de señal y ruido y diferentes proporciones de contraste para los estímulos a cualquiera de los ojos.

Procedimiento (Exp. 2)

Fue utilizado un paradigma con dos alternativas de elección forzada y un único intervalo temporal. La tarea de los observadores era juzgar si la orientación media del conjunto de señales Gabor era girado en el sentido de las agujas del reloj o en sentido contrario (inclinado a la derecha o a la izquierda de la vertical) (véase la Figura 1). El tiempo de presentación del estímulo fue de 500 ms en el experimento principal. En cada ensayo, los observadores indicaron su decisión con una pulsación de botón. La orientación media de la población de señales fue controlada mediante el APE, un método adaptativo de estímulos constantes (Watt & Andrews, 1981) que muestreó un rango de orientaciones alrededor de la vertical. Dado que los umbrales son estimaciones de la varianza de la respuesta, el comportamiento no ideal de los observadores con estímulos silenciosos se puede expresar como un ruido interno aditivo. El nivel de ruido interno se mide aumentando la cantidad de ruido externo en el estímulo y determinando el punto en el que el rendimiento de los observadores comienza a deteriorarse. Si la tarea requiere integración, entonces la solidez de los observadores ante cantidades crecientes de ruido externo dependerá cada vez menos del ruido interno y cada vez más de cuántas muestras se promedien. Por lo tanto, la forma del modelo de ruido equivalente es:

$$\sigma_{\text{obs}}^2 = (\sigma_{\text{int}}^2 + \sigma_{\text{ext}}^2) / n$$

Donde σ_{obs} es el umbral observado, σ_{ext} es el ruido externo, σ_{int} es el ruido intrínseco o interno equivalente estimado y n es el número estimado de muestras que se van a emplear. En cuanto a la tarea de discriminación de orientación, σ_{obs} corresponde al umbral de discriminación de orientación, σ_{ext} a la desviación estándar de la distribución de la que se derivan las muestras, σ_{int} al ruido asociado a la medición de cada muestra de orientación y su combinación y n corresponde al número estimado de muestras de orientación que se van a combinar mediante el sistema visual. Es importante señalar que se trata de un modelo de ruido equivalente y que el modelo proporciona parámetros estimados equivalentes. Esto es especialmente importante en la última sección, en la que se combinan las poblaciones de ruido de orientación (señales Gabor de orientación aleatoria) con las poblaciones de señales Gabor. Los umbrales de discriminación de orientación fueron obtenidos de entre 192-340 presentaciones para cada una de varias desviaciones estándar de la distribución parental, es decir, el ruido externo (10 niveles normalmente entre 0-28°). La orientación del umbral para cada nivel de varianza de la distribución parental fue estimada como la pendiente de la función gaussiana acumulativa de mejor ajuste utilizando un procedimiento de máxima probabilidad en el que el umbral era igual a un 82% correcto (King-Smith & Rose, 1997). Fueron llevadas a cabo 1000 réplicas de impulsos de la función ajustada y fueron utilizadas para generar intervalos de confianza (CI) del 95% para las estimaciones del umbral (Foster & Bishop, 1997). Los umbrales de discriminación de orientación en cada nivel de ruido externo fueron ajustados por el modelo de ruido equivalente para obtener las medidas de ruido interno y el número de muestras.

Resultados (Exp. 2)

La Figura 10 muestra una condición en la que la señal se presenta a un ojo a la vez y la luminancia media al otro ojo (véase la Figura 9(A)). Los contrastes de los estímulos al FFE y al AME se establecen a un nivel que induce un rendimiento similar para los dos ojos a nivel de discriminación de orientación local (por ejemplo, 50% de contraste al FFE y 75% de contraste al AME para este sujeto de ejemplo). Así que claramente si el AME es compensado por su deficiencia de contraste a nivel de orientación local, puede realizar la tarea de orientación media de manera similar al FFE en una condición de presentación monocular.

La Figura 11(A-D) muestra diferentes números de elementos, que fueron presentados en forma dicóptica a un sujeto ambliope (ML). En (A), se presentan 16 señales Gabor al FFE y 16 ruidos Gabor al AME (círculos y línea discontinua) y viceversa (estrellas y línea continua) en una combinación de contrastes similar a la presentada en la Figura 10 (50% al FFE y 75% al AME). El rendimiento del FFE cuando fue presentado el ruido al AME es similar a cuando no fue presentado ningún ruido al AME. Esto sugiere que, en esta condición, el ruido a través del AME tiene poco efecto en la perturbación del rendimiento del sistema visual. Por el contrario, el ruido a través del FFE puede perturbar por completo el rendimiento del sistema visual cuando se presenta la señal Gabor al AME. Esto es muy interesante porque ambos ojos mostraron rendimientos similares cuando se probaron con estímulos similares, pero en condiciones monoculares (véase la Figura 10). El rendimiento perturbado del AME se demuestra por los altos umbrales, así como por los altos niveles de ruido interno y la menor eficiencia de muestreo, como se deriva de la adaptación del modelo de ruido equivalente a los datos de umbral (véase Métodos). Los parámetros de ruido interno aumentaron por un factor de 10 (es decir, 1,6 en la Figura 10, a 16,7) y la eficiencia de muestreo disminuyó de 3,9 a 0,5.

En la Figura 11(B) el número de elementos al FFE se reduce a 8 y al AME se aumenta a 32. Aunque este número diferente de elementos mejoró ligeramente el rendimiento del AME, todavía había una gran diferencia en el rendimiento de los dos ojos. Sin embargo, en algunos sujetos tales como ED, esta proporción de número diferente de muestras fue suficiente para igualar el rendimiento de los dos ojos. En la Figura 11(C) el número de elementos para el FFE es 4 y para el AME es 64. Con esta proporción, el rendimiento de los dos ojos en este sujeto individual fue similar, lo que se refleja tanto en los umbrales como en los parámetros del modelo (IN= 1,9 y 3,6 y NS= 2,5, 3,9 en el FFE y el AME, respectivamente). Esto sugiere que originalmente el sistema visual no combinaba la información, que fue presentada de forma dicóptica a los dos ojos. En su lugar, el sistema visual ignoró el AME incluso cuando contenía la información útil, es decir, señales Gabor. Sin embargo, cuando fue presentada información más fuerte al AME, el sistema visual fusionó las imágenes de los dos ojos, lo que demuestra que el sistema binocular fue activado. En la Figura 11 (D) los solicitantes prosiguieron el proceso de aumento del número de elementos al AME, con lo que fueron presentadas 128 señales Gabor al AME y 2 elementos al FFE. El rendimiento del AME sigue mejorando con respecto al del FFE, lo que se refleja especialmente en las elevadas desviaciones estándar y la eficiencia del muestreo (es decir, NS= 1,2 y 9,1 en el FFE y el AME, respectivamente). Por consiguiente, el dominio del FFE sobre el AME no es absoluto. Es posible crear circunstancias artificiales en las que el AME tenga dominio sobre el FFE.

La Figura 12(A-D) muestra las condiciones en las que el número de los estímulos a ambos ojos y el contraste de los estímulos al AME se mantiene constante (es decir, 16 señales Gabor y 75%, respectivamente) y el contraste de los estímulos al FFE se reduce al 25% en A, 10% en B y 5% en C. La reducción del contraste al FFE al 25% mejora el rendimiento del AME (el IN en el AME es igual a 16,7 en la Figura 11(A) cuando el contraste de los estímulos al FFE es del 50% en comparación con 6,0 en la Figura 12(A) cuando es del 25%). Esto sugiere que existe una inhibición del FFE sobre el AME (es decir, supresión) que se puede reducir reduciendo el contraste relativo al FFE. En (B), la reducción del contraste de los estímulos al FFE al 10% fue suficiente para igualar el rendimiento de los dos ojos. Una mayor reducción del contraste de los estímulos al FFE da como resultado un mejor rendimiento del AME en comparación con el del FFE (IN= 6,3 y 2,4 en el FFE y el AME, respectivamente (Figura 12(C))).

La Figura 13 muestra los parámetros de ruido interno (A) y eficiencia de muestreo (B) en 5 sujetos ambliopes que completaron la condición en la que el número de elementos estaba cambiando. El ruido interno aumentó y el número de muestras disminuyó drásticamente en los ojos ambliopes cuando la presentación monocular fue cambiada a la presentación binocular, incluso cuando fue presentado un número similar de elementos a los dos ojos. Sin embargo, el ruido interno en los FFE no cambió. Cuando la proporción del número de elementos presentados al AME a los presentados al FFE disminuyó, el ruido interno en el AME se acercó más al ruido interno en el ojo contralateral. El comportamiento del parámetro de eficiencia de muestreo no fue consistente en todos los observadores. Sin embargo, por lo general, disminuyó en el AME para la condición de presentación binocular. Cuando la proporción del número de elementos presentados a dos ojos cambió (es decir, disminuyó), la eficiencia del muestreo cambió en consecuencia y se acercó más a la de los FFE.

La Figura 14 muestra combinaciones de diferentes números de elementos y contraste en un observador ambliope de muestra. La Figura 14(A) es la condición monocular de referencia donde ambos ojos mostraron rendimientos similares cuando fueron presentadas 16 señales Gabor a cualquiera de ellos con un 30% de contraste al FFE y un 75% al AME. La Figura 14(B) muestra las variaciones del número de muestras y el contraste y la combinación de ambos. Se muestra para este tema que el cambio de cada variable por sí solo acerca los rendimientos de los dos ojos entre sí, pero no es suficiente (al menos en los rangos que los solicitantes utilizaron) para igualar los rendimientos. Sin embargo, cuando se cambiaron dos variables juntas, el rendimiento de los dos ojos se volvió similar.

Descripción general

Los resultados de la investigación de las vías dorsal y ventral de los solicitantes demuestran claramente que, en determinadas condiciones "equilibradas", el sistema visual ambliope puede apoyar interacciones binoculares. La proporción de contraste que se requiere en cada ojo para lograr ese equilibrio también se puede considerar una medida objetiva de la cantidad de inhibición interocular presente en un sistema visual de un paciente determinado. Esta proporción de contraste que conduce a rendimientos binocular coincidentes del AME y el FFE no se puede predecir a partir del conocimiento de las proporciones de contraste monoculares, lo que demuestra que la supresión presente en el sistema visual ambliope se debe medir individualmente cuando se evalúa la función del AME y también en las evaluaciones clínicas de los resultados del tratamiento. Destacar este punto es el hallazgo actual de que los rendimientos monoculares del AME se vieron influidos por el hecho de que el FFE estuviera parcheado o no parcheado y de ver un gris de luminosidad media. Por consiguiente, las medidas de la función del AME cuando el ojo contralateral está parcheado están subestimando casi con certeza las deficiencias visuales presentes en el AME en condiciones de visión normal, binocular.

Los puntos destacados del estudio de los solicitantes son:

Interacciones binoculares en la ambliopía: Los solicitantes han demostrado que, en todos los observadores de ambliopía ensayados, el sistema binocular, aunque débil, estaba intacto. Esto fue cierto tanto para los flujos de procesamiento dorsal como ventral.

Implicación de este método en el tratamiento: Los resultados de los solicitantes tienen importantes repercusiones en el tratamiento de la ambliopía. El hecho de que sea posible crear artificialmente condiciones en las que el AME tenga dominio sobre el FFE, es muy importante para el tratamiento de la ambliopía por dos razones. En primer lugar, esto demuestra que es posible activar el AME sin necesidad de parchear o penalizar al FFE. En segundo lugar, bajo estas condiciones el sistema visual fusiona la información de dos imágenes presentadas al AME y al FFE, lo que demuestra que el sistema binocular está activo en la ambliopía. La estereopsis, que se pierde en la mayoría de las ambliopías estrábicas, requiere una visión binocular y la fusión de las imágenes de los dos ojos. Aunque la activación del sistema binocular en la ambliopía no conduce necesariamente a la estereopsis, el entrenamiento del sistema visual ambliope de manera binocular podría restaurar la estereopsis en la ambliopía, a pesar de las pruebas que demuestran que la estereopsis mejora incluso con el entrenamiento visual monocular, es decir, con la aplicación de parches (Mitchell, Howell & Keith, 1983).

Además, hay pruebas de que algunas funciones de orden superior en la ambliopía no están desarrolladas, incluso para el FFE que tiene una visión monocular normal. Se supone que la pérdida de función en el FFE se debe a deficiencias en la función binocular. Por consiguiente, la restauración de la visión binocular podría ayudar al sistema visual ambliope a restaurar dichos mecanismos.

Referencias

- Baker, D.H., Meese, T.S., & Summers, R.J. (2007). Psychophysical evidence for two routes to suppression before binocular summation of signals in human vision. *Neuroscience*, 146 (1), 435-448.
- Braddick, O. (1974). A short-range process in apparent motion. *Vision Res*, 14 (7), 519-527.
- Brainard, D.H. (1997). The Psychophysics Toolbox. *Spatial Vision*, 10 (4), 433-436.
- Campbell, F.W., & Green, D.G. (1965). Monocular versus binocular visual acuity. *Nature*, 208 (5006), 191-192.

- Crawford, M.L., & von Noorden, G.K. (1979). The effects of short-term experimental strabismus on the visual system in *Macaca mulatta*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 18 (5), 496-505.
- Edwards, M., & Badcock, (1995). Global motion perception: No interaction between the first- and second-order pathways. *Vision Research*, 35 (18), 2589-2602.
- 5 Foster, D.H., & Bishop, W.F. (1997). Bootstrap estimates of the statistical accuracy of thresholds obtained from psychometric functions. *Spatial Vision*, 11 (1), 135-139. Harrad, R., Sengpiel, F., & Blakemore, C. (1996). Physiology of suppression in strabismic amblyopia. *Br J Ophthalmol*, 80 (4), 373-377.
- Hess, R.F., Hutchinson, C.V., Ledgeway, T., & Mansouri, B. (2007). Binocular influences on global motion processing in the human visual system. *Vision Res*, 47 (12), 1682-1692.
- 10 Hubel, D.H., & Wiesel, T.N. (1965). Binocular interaction in striate cortex of kittens reared with artificial squint. *Journal of Neurophysiology*, 28 (6), 1041 - 1059.
- King-Smith, P.E., & Rose, D. (1997). Principles of an adaptive method for measuring the slope of the psychometric function. *Vision Research*, 37 (12), 1595-1604.
- 15 Kiorpes, L., Kiper, D.C., O'Keefe, L.P., Cavanaugh, J.R., & Movshon, J.A. (1998). (1998). Neuronal correlates of amblyopia in the visual cortex of macaque monkeys with experimental strabismus and anisometropia. *Journal of Neuroscience*, 18 (16), 6411-6424.
- Levi, D.M., Pass, A.F., & Manny, R.E. (1982). Binocular interactions in normal and anomalous binocular vision: effects of flicker. *Br J Ophthalmol*, 66 (1), 57-63.
- 20 Mansouri, B., Allen, H.A., Hess, R.F., Dakin, S.C., & Ehrh, O. (2004). Integration of orientation information in amblyopia. *Vision Research*, 44 (25), 2955-2969.
- Mansouri, B., Hess, R.F., Allen, H.A., & Dakin, S.C. (2005). Integration, segregation, and binocular combination. *Journal of Optical Society of America A: Optics, Image Sciences, and Vision*, 22 (1), 38-48.
- McKee, S.P., Levi, D.M., & Movshon, J.A. (2003). The pattern of visual deficits in amblyopia. *J Vis*, 3 (5), 380-405.
- 25 Meese, T.S., Georgeson, M.A., & Baker, D.H. (2006). Binocular contrast vision at and above threshold. *J Vis*, 6 (11), 1224-1243.
- Mitchell, D.E., Howell, E.R., & Keith, C.G. (1983). The effect of minimal occlusion therapy on binocular visual functions in amblyopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 24 (6), 778-781.
- 30 Newsome, W.T., Britten, K.H., Salzman, C.D., & Movshon, J.A. (1990). Neuronal mechanisms of motion perception. *Cold Spring Harb Symp Quant Biol*, 55, 697-705.
- Newsome, W.T., & Pare, E.B. (1988). A selective impairment of motion perception following lesions of the middle temporal visual area (MT). *Journal of Neuroscience*, 8 (6), 2201-2211.
- Pelli, D.G. (1997). The VideoToolbox software for visual psychophysics: transforming numbers into movies. *Spatial Vision*, 10 (4), 437-442.
- 35 Pelli, D.G., & Zhang, L. (1991). Accurate control of contrast on microcomputer displays. *Vision Research*, 31 (7-8), 1337-1350.
- Rosenbach, O. (1903). Ueber monokulare Vorherrschaft beim binikularen Sehen. *Munchener Medizinische Wochenschrift*, 30, 1290-1292.
- 40 Sengpiel, F., & Blakemore, C. (1996). The neural basis of suppression and amblyopia in strabismus. *Eye*, 10 (Pt 2), 250-258.
- Sengpiel, F., Blakemore, C., Kind, P.C., & Harrad, R. (1994). Interocular suppression in the visual cortex of strabismic cats. *J Neurosci*, 14 (11 Pt 2), 6855-6871.
- Sengpiel, F., Freeman, T.C., & Blakemore, C. (1995). Interocular suppression in cat striate cortex is not orientation selective. *Neuroreport*, 6 (16), 2235-2239.
- 45 Vedamurthy, I., Suttle, C.M., Alexander, J., & Asper, L.J. (2007). Interocular interactions during acuity measurement in children and adults, and in adults with amblyopia. *Vision Res*, 47 (2), 179-188.

Watt, R.J., & Andrews, D. (1981). APE. Adaptive Probit estimation of the psychometric function. *Current Psychological Review*, 1, 205-214.

Wurtz, R.H., & Kandel, E.R. (2004). Motion and Form Perception. En: E.R. Kandel (Ed.) *Principles of Neuroscience* (p. 584).

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de evaluación y terapia de visión binocular que comprende:

una fuente (20) de pares de imágenes del ojo izquierdo y del ojo derecho adaptadas para ser vistas de forma dicóptica y percibidas con visión binocular, teniendo dichos pares una diferencia variable en el contenido de información entre dicha imagen del ojo izquierdo y dicha imagen del ojo derecho;

un sistema de visualización dicóptico (24) adaptado para presentar una selección de dichos pares de imágenes como una imagen del ojo derecho al ojo derecho de un paciente y una imagen del ojo izquierdo al ojo izquierdo de un paciente, en donde dicha diferencia variable se puede ajustar para lograr la visión binocular en un paciente que tiene una deficiencia de visión binocular; y

un procesador (22) configurado para procesar los datos de entrada de usuario registrados por una interfaz de usuario, siendo dicha interfaz proporcionada por una computadora programada para proporcionar dicha interfaz de usuario, y relacionada con al menos una tarea precedente de una serie de tareas realizadas por un usuario para determinar un nivel de visión binocular de dicho usuario, ajustando dicho procesador dicho contenido de información presentado a cada ojo y con lo mismo dicha diferencia variable en el contenido de información antes de cada tarea posterior como una función de la entrada de usuario relacionada con el rendimiento en la tarea precedente;

en donde dicho procesador se configura para ajustar el contenido de información presentada a cada ojo de forma que la cantidad de información presentada al ojo débil sea inversamente proporcional al nivel de visión binocular que se haya determinado y que el ojo fuerte reciba menos información que dicho ojo débil.

2. El aparato, según se reivindica en la reivindicación 1, en donde dichos pares de imágenes del ojo izquierdo y del ojo derecho se configuran de tal manera que la señal se presenta a un ojo y el ruido al otro ojo.

3. El aparato según se reivindica en la reivindicación 1 o en la reivindicación 2, en donde dicha diferencia variable en el contenido de información se consigue ajustando el contraste de al menos una imagen de dichos pares de imágenes.

4. El aparato según se reivindica en la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde dicha diferencia variable en el contenido de información se logra difuminando de forma selectiva las áreas ricas en información de dicha imagen de dicho par de imágenes presentadas a dicho ojo fuerte.

5. El aparato, según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde dichos pares de imágenes se relacionan con una tarea de discriminación de movimiento.

6. El aparato según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde dichos pares de imágenes se relacionan con una tarea de discriminación de orientación.

7. El aparato según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde dichos pares de imágenes están compuestos de estímulos visuales no estructurados con propiedades espaciales o temporales comparables.

8. El aparato, según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, que comprende además gafas especializadas, preferiblemente gafas con obturador, o preferiblemente gafas LCD.

9. El aparato, según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, adaptado para registrar con el tiempo un valor que representa dicha diferencia variable con la que dicho paciente podía lograr la visión binocular.

10. El aparato según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en donde dichos pares tienen propiedades espaciales o temporales comparables.

11. El aparato, según se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde dicha fuente de los pares de la imagen del ojo izquierdo y de la imagen del ojo derecho es una fuente de los pares de la imagen del ojo izquierdo y de la imagen del ojo derecho para un videojuego.

CONDICIÓN DE VISIÓN MONOCULAR

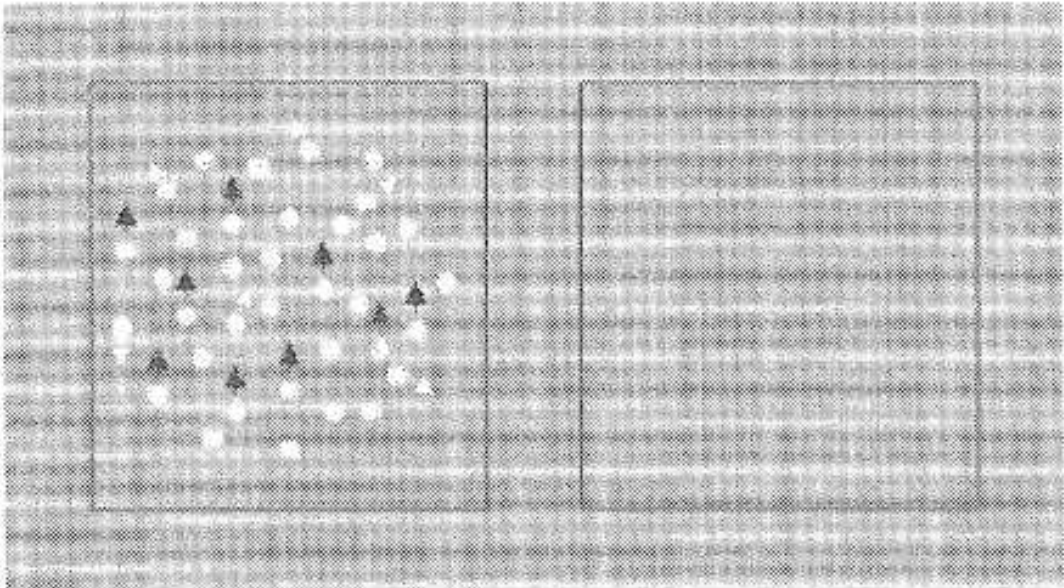
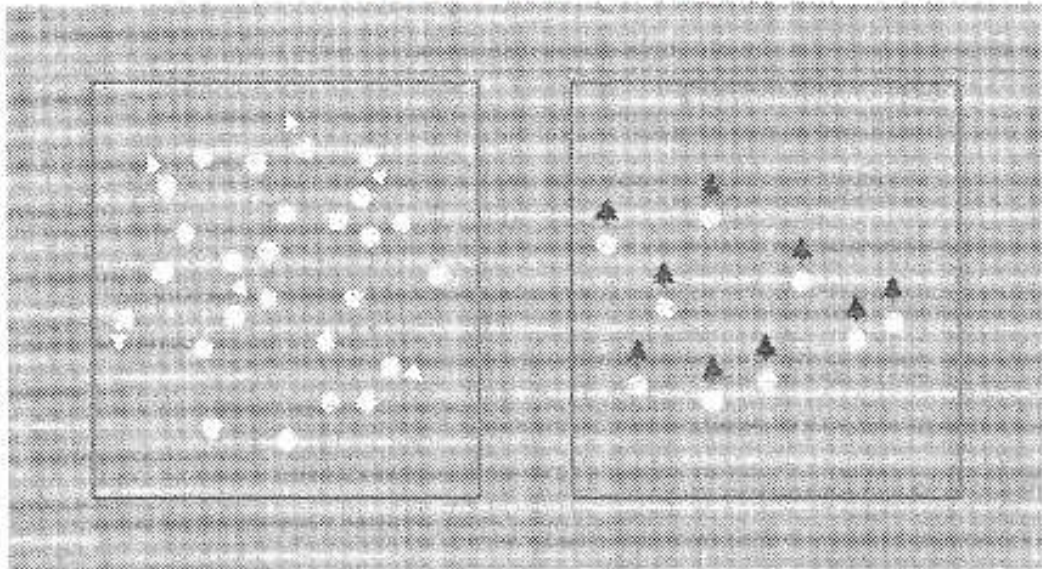


Figura 1A

Figura 1B

CONDICIÓN DE VISIÓN DICÓPTICA



Umbral de discriminación de la dirección de movimiento global monocular

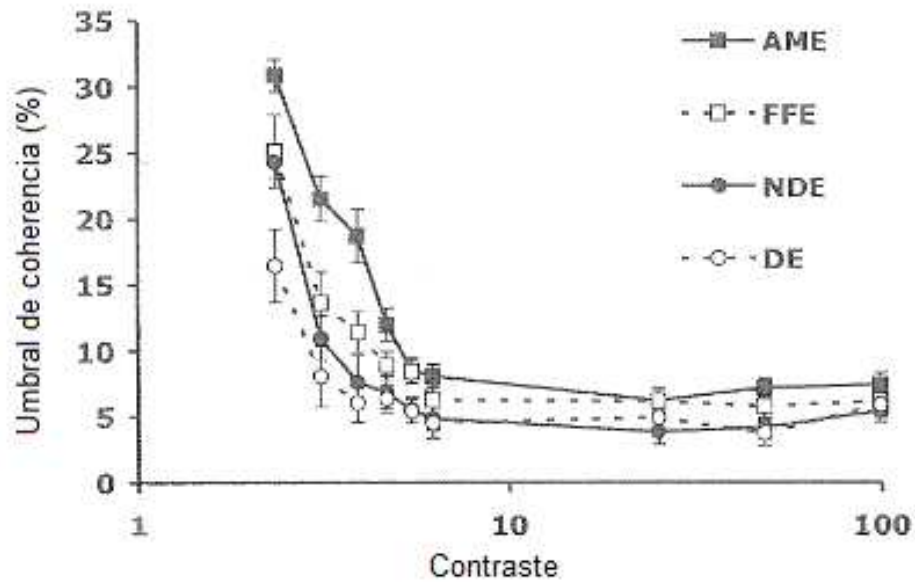
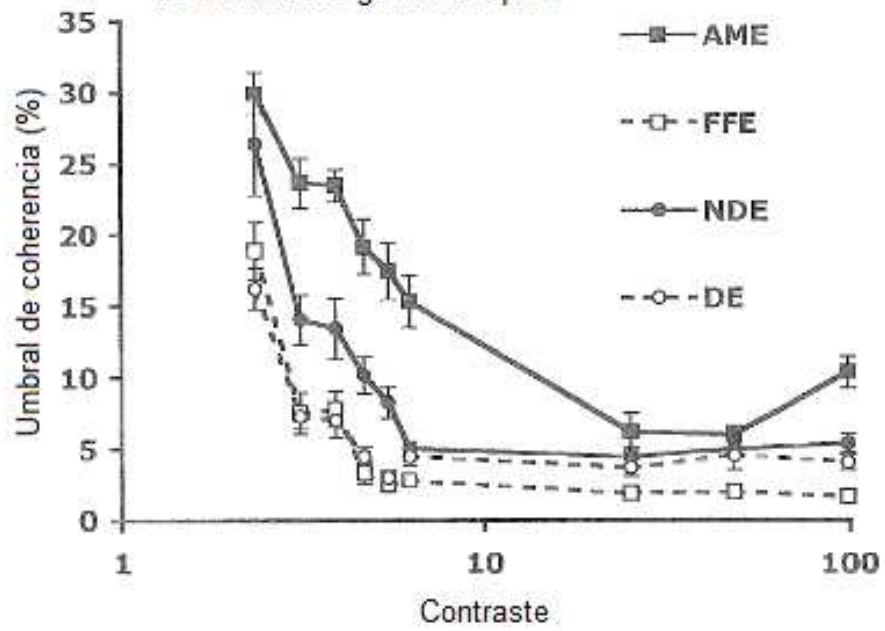
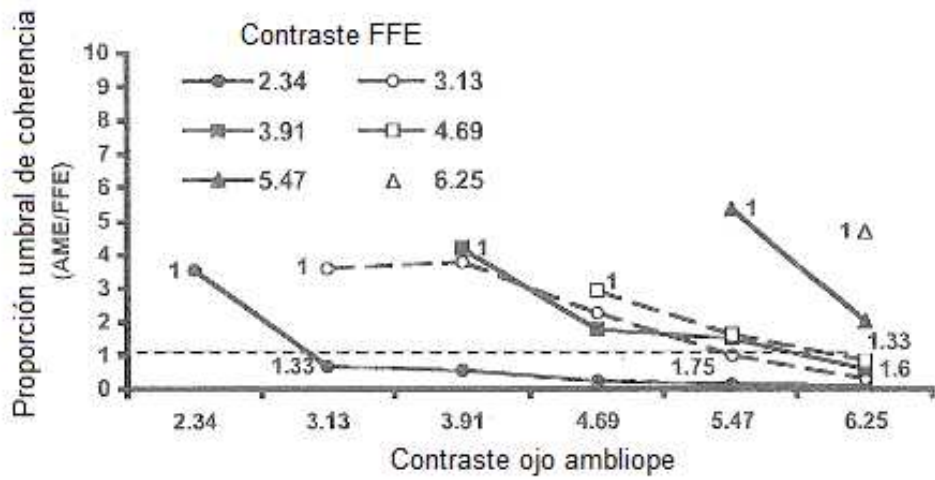


Figura 2A

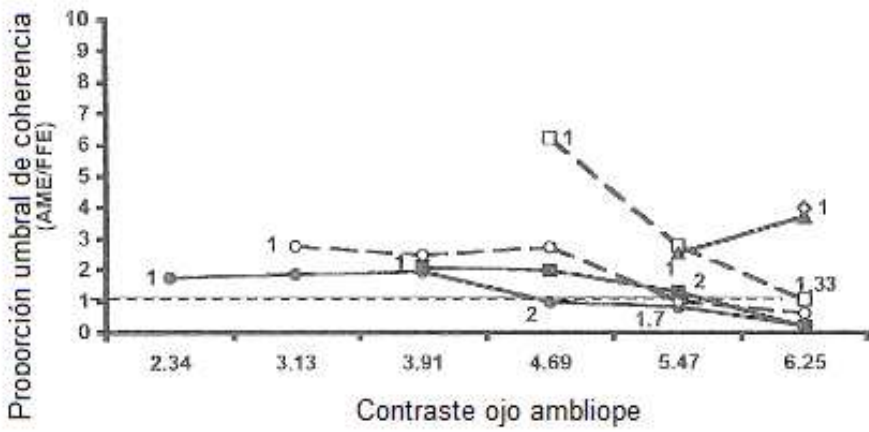
Figura 2B

Umbral de discriminación de la dirección de movimiento global dicópica

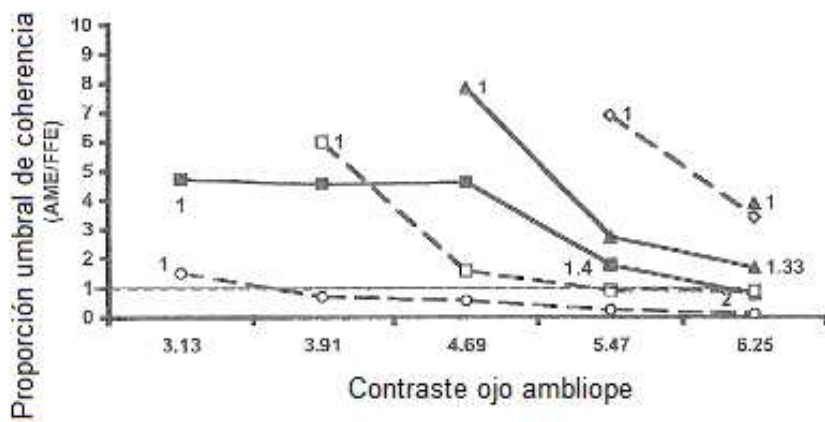




ED
Figura 3A



GN
Figura 3B



ML
Figura 3C

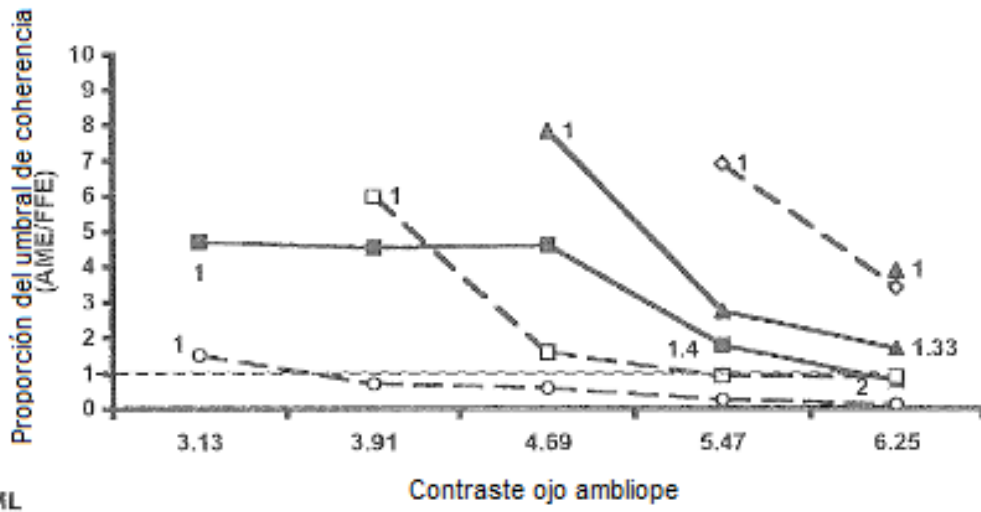


Figura 3D

Proporción de contraste AME/FFE promedio con umbral de discriminación de dirección similar

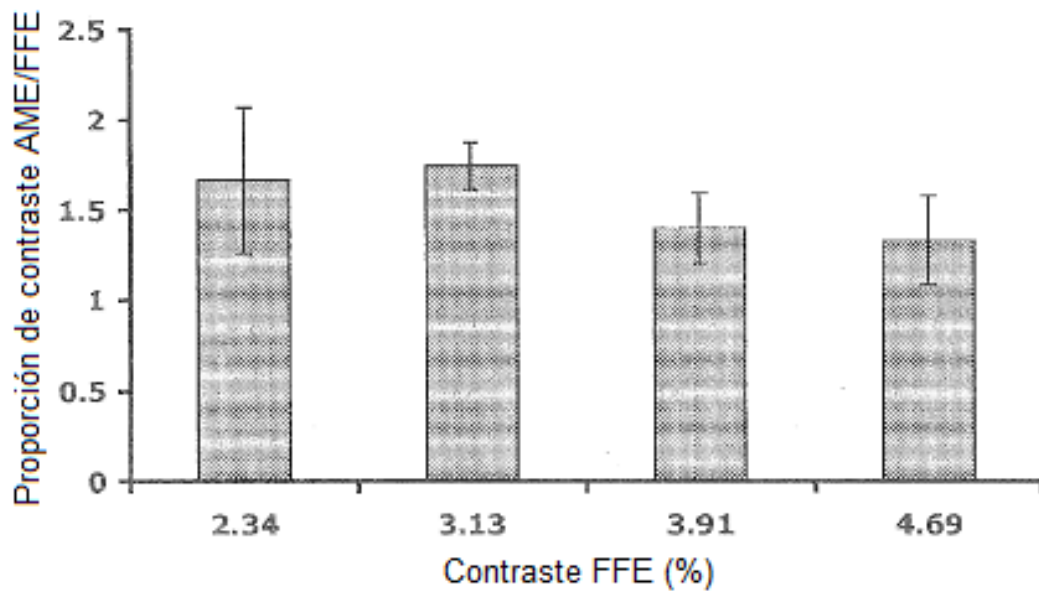


Figura 4

Umbral de coherencia monocular para FFE, AME o DE, NDE con contrastes coincidentes para sujetos ambliopes y normles

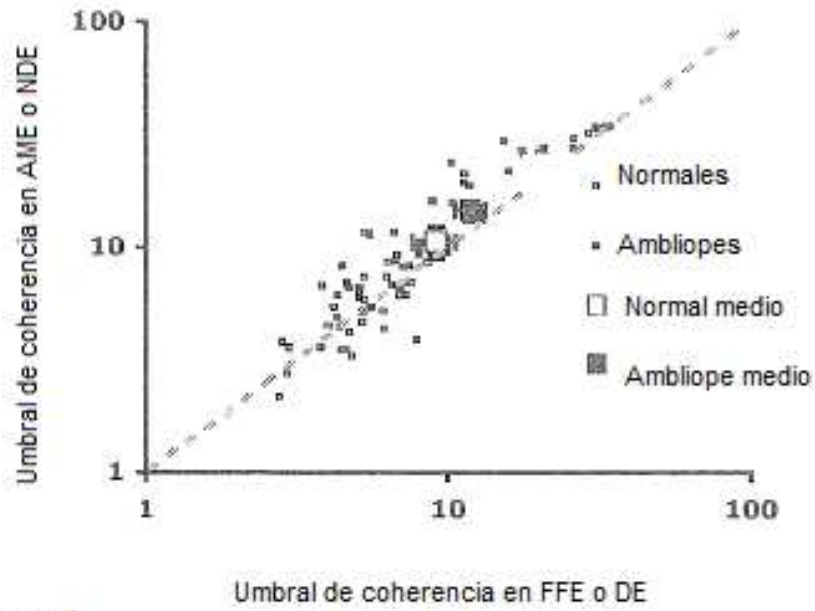
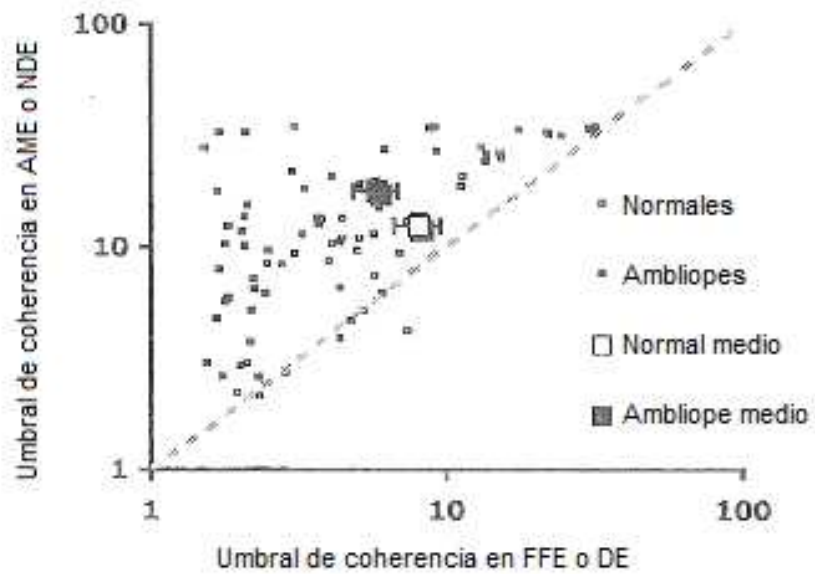


Figura 5A

Figura 5B

Umbral de coherencia dicóptica para FFE, AME o DE, NDE con contrastes coincidentes para sujetos ambliopes y normles



Proporción del umbral de coherencia dicóptica con diferentes contrastes coincidentes y observadores normal y ambliope

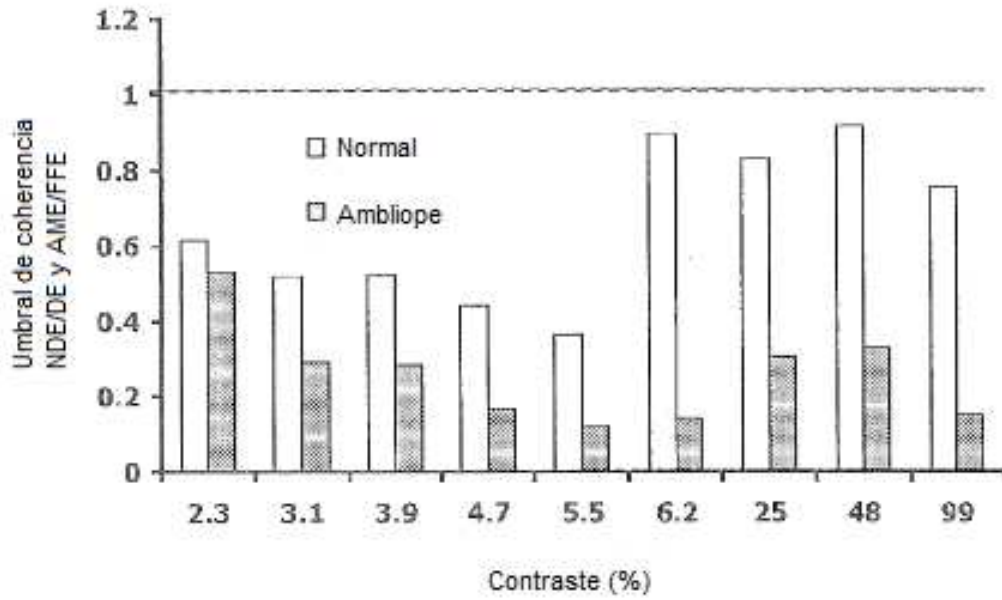
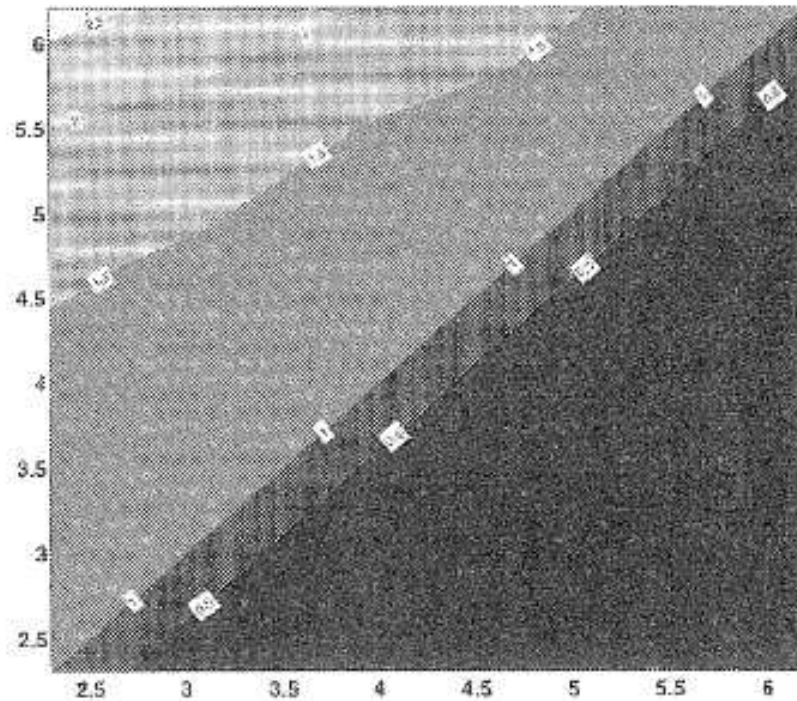


Figura 6

Figura 7A



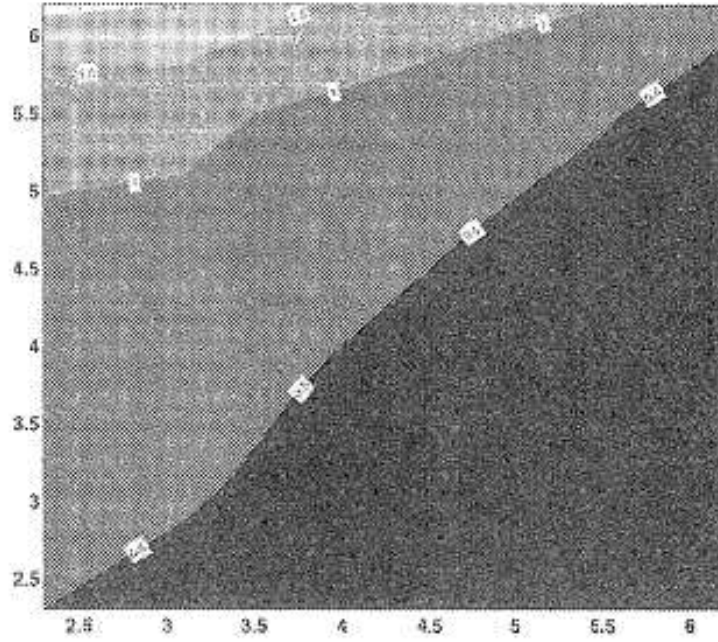


Figura 7B

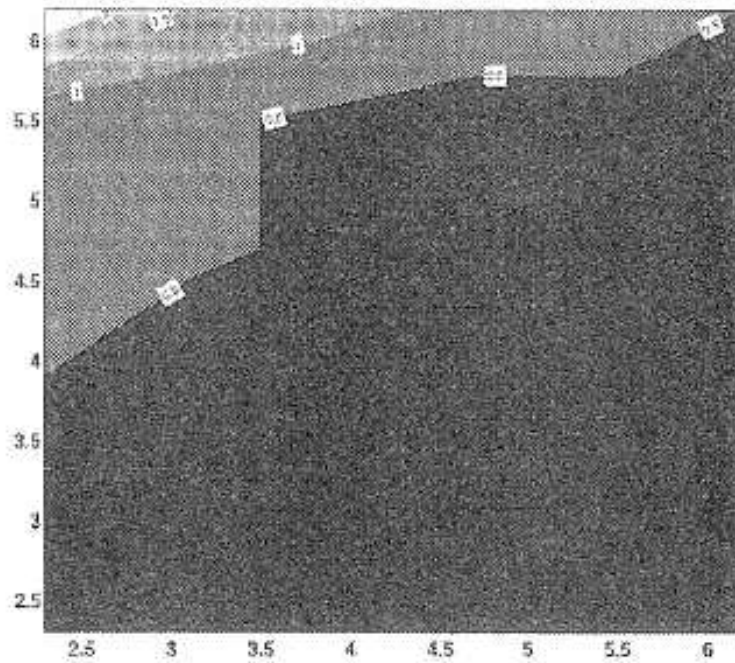


Figura 7C

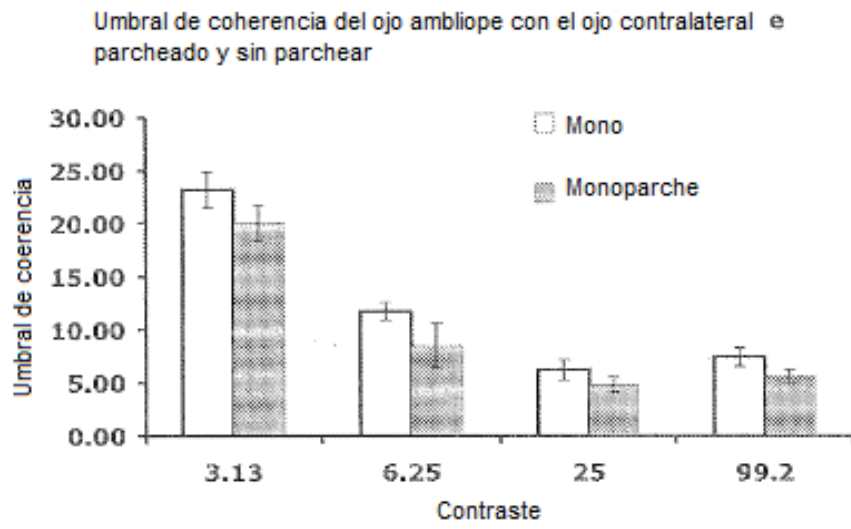


Figura 8

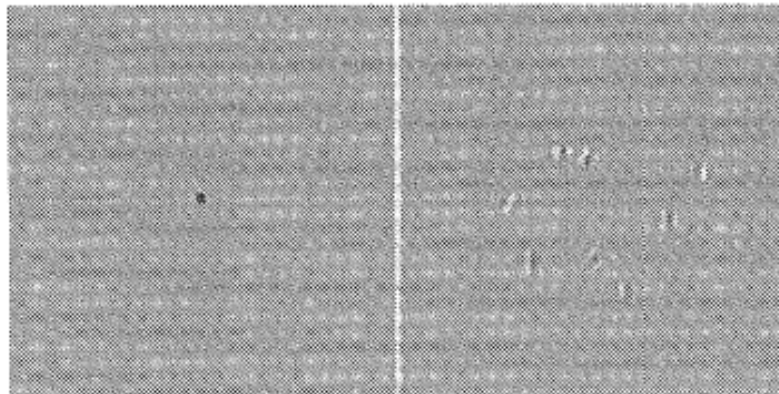
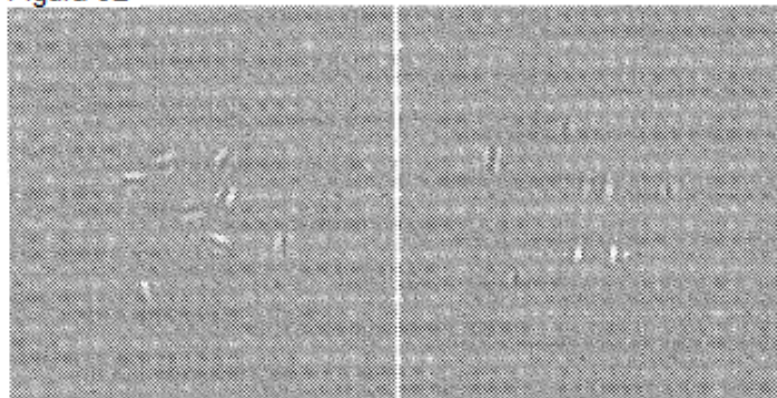


Figura 9A

Figura 9B



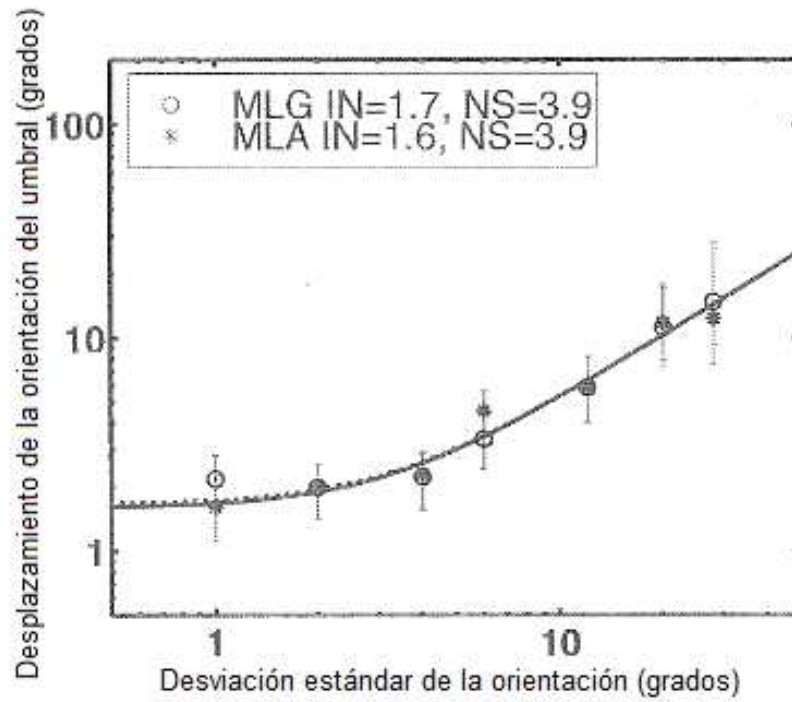
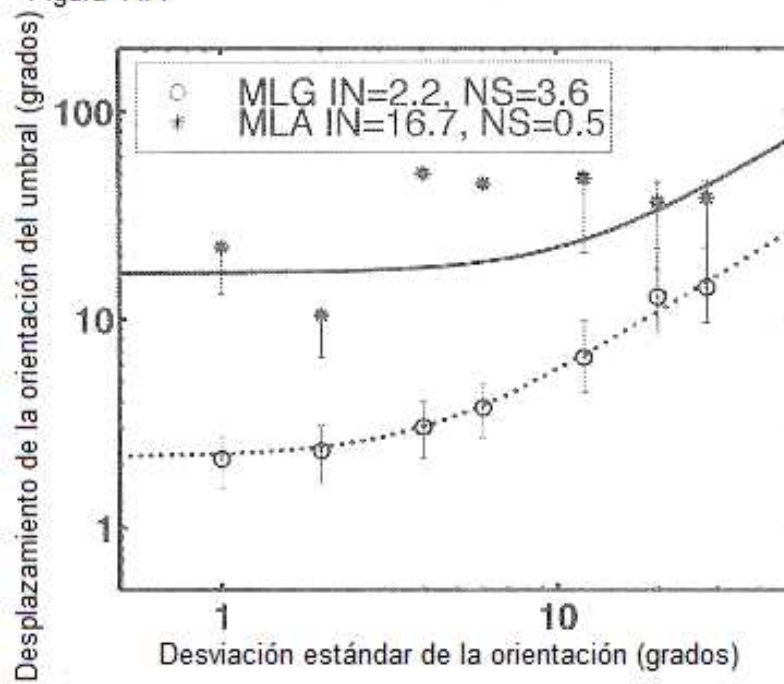


Figura 10

Figura 11A



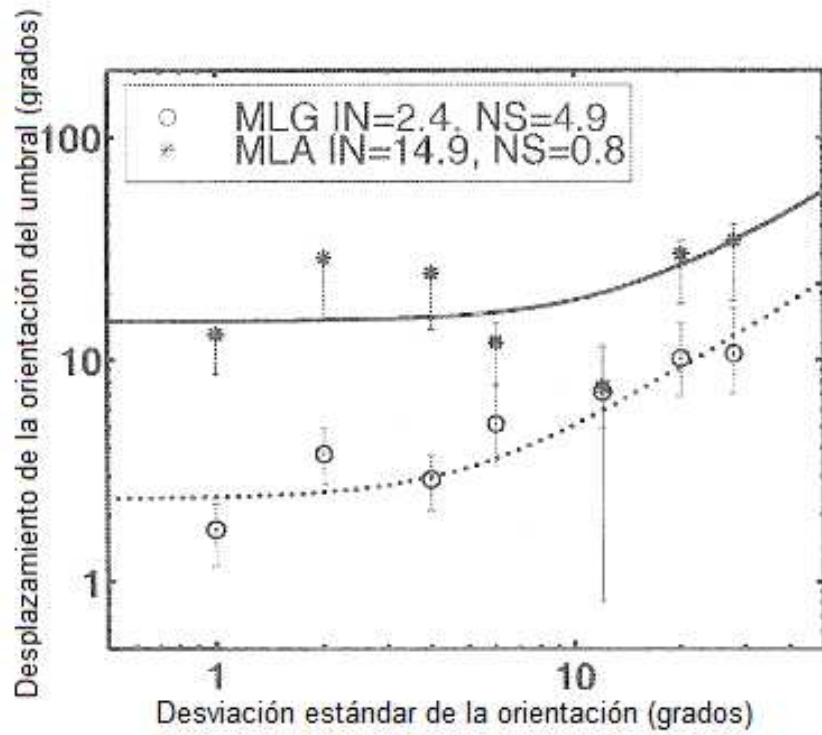
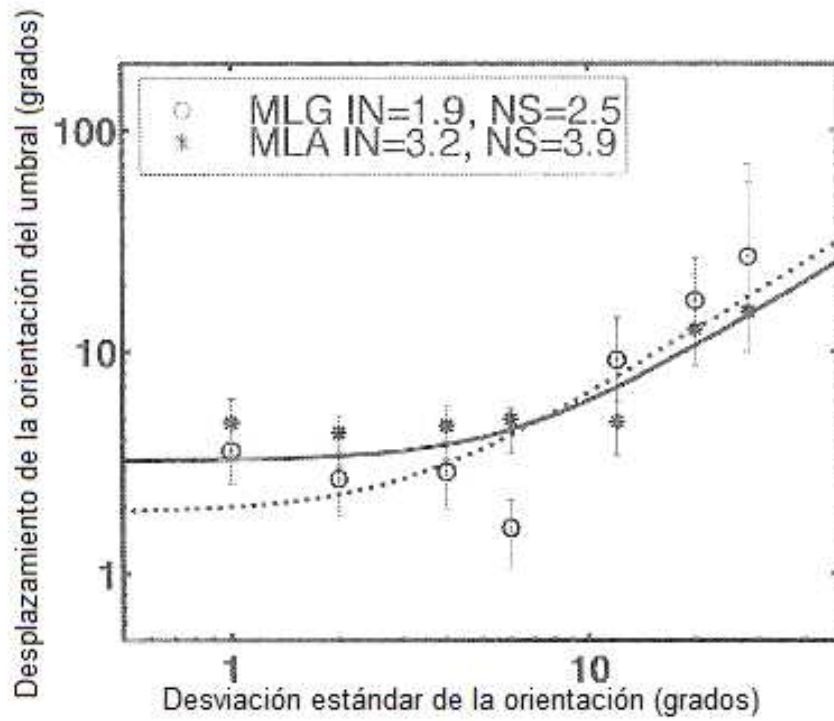


Figura 11B

Figura 11C



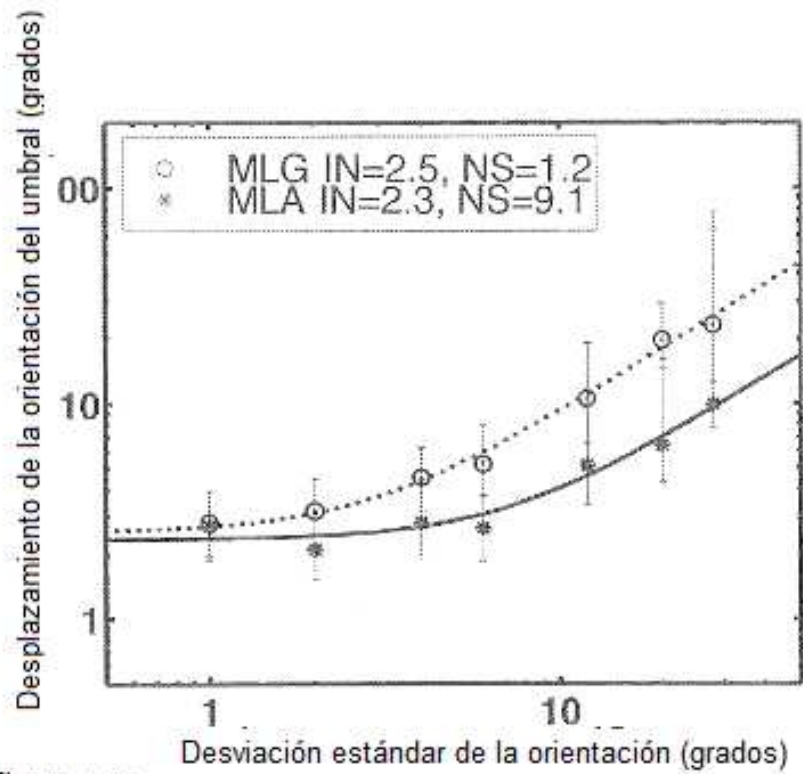


Figura 11D

Figura 12A

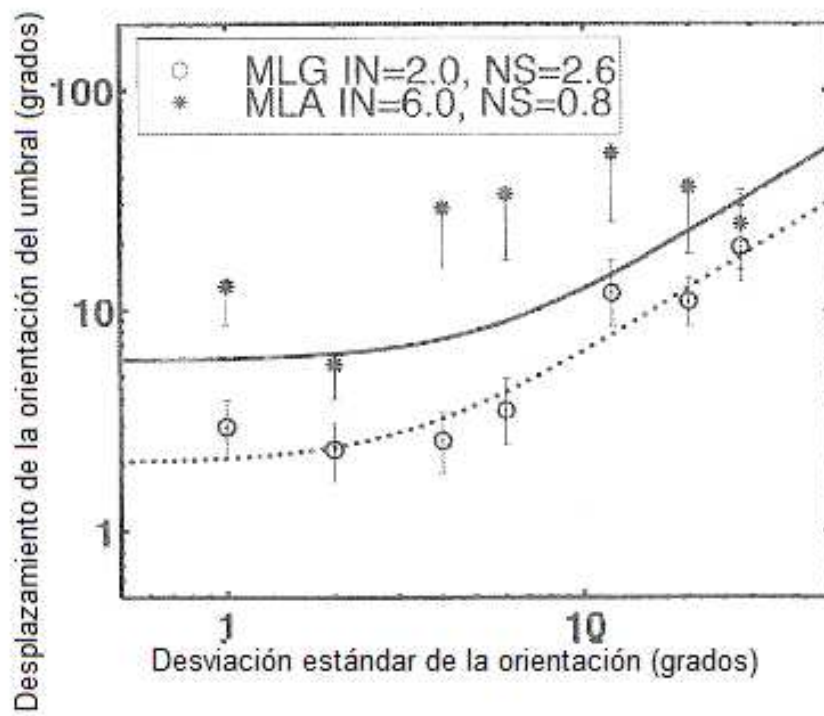


Figura 12B

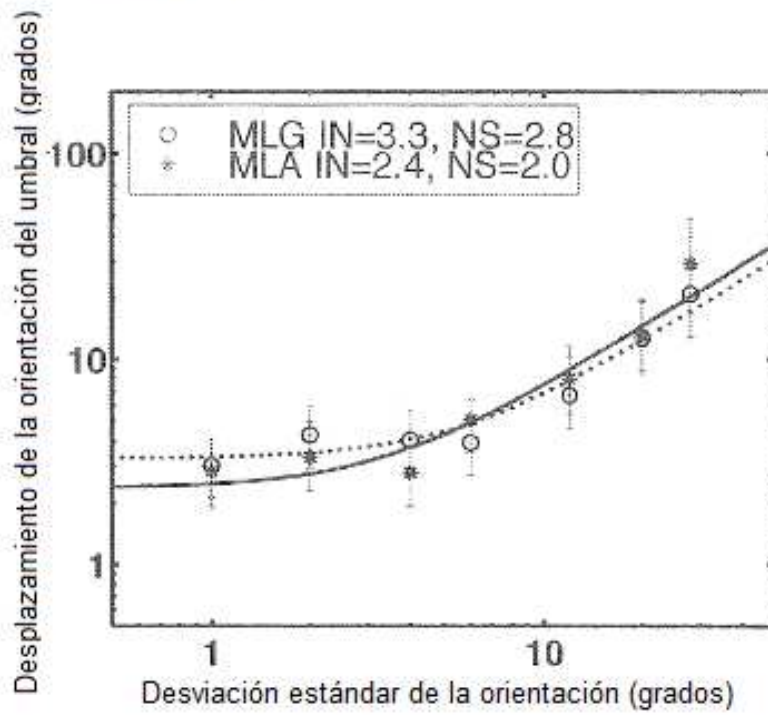
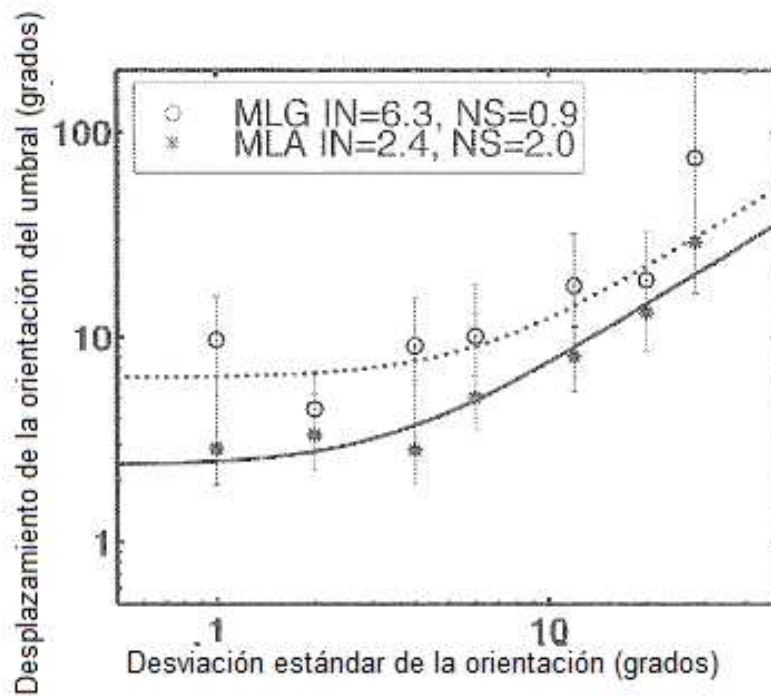


Figura 12C



Ruido interno en 5 sujetos ambliopes con proporciones diferentes del número de elementos al FFE y el AME

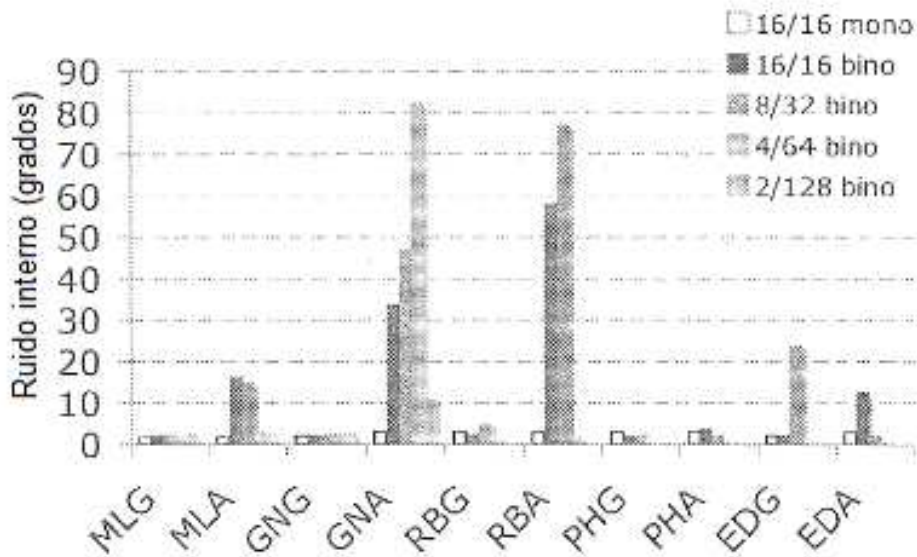
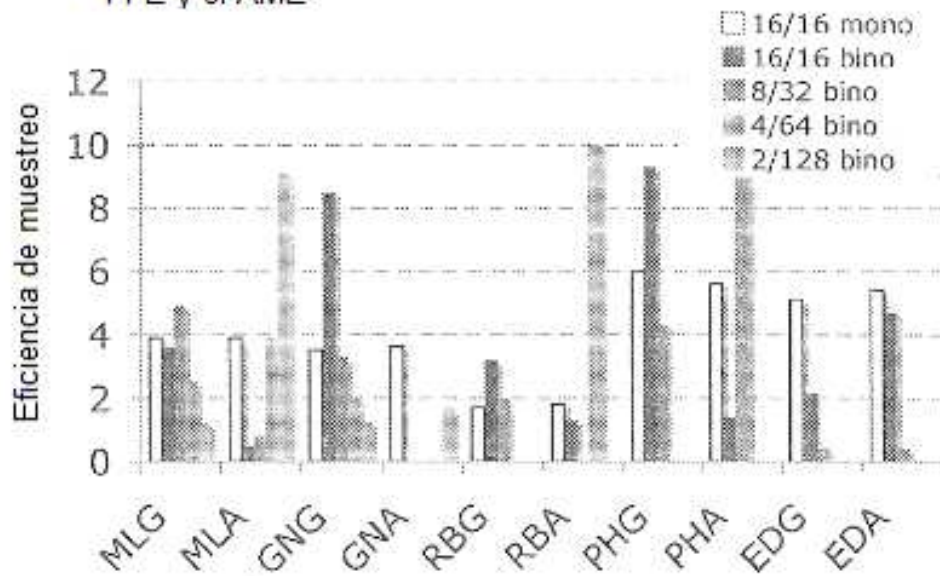


Figura 13A

Figura 13B

Eficiencia de muestreo en 5 sujetos ambliopes con proporciones diferentes del número de elementos al FFE y el AME



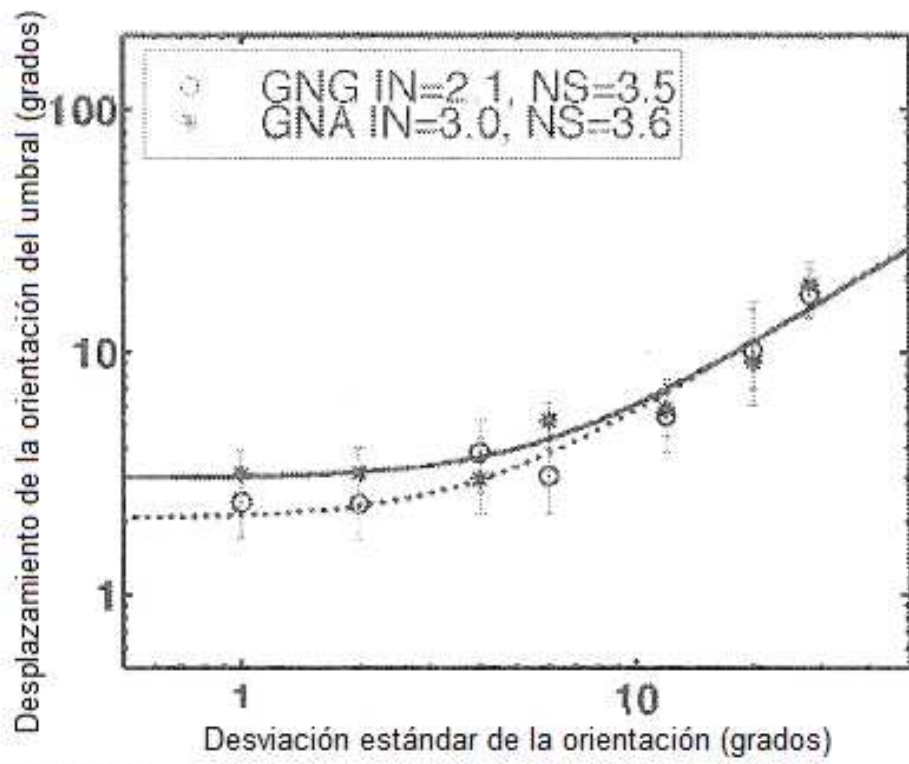
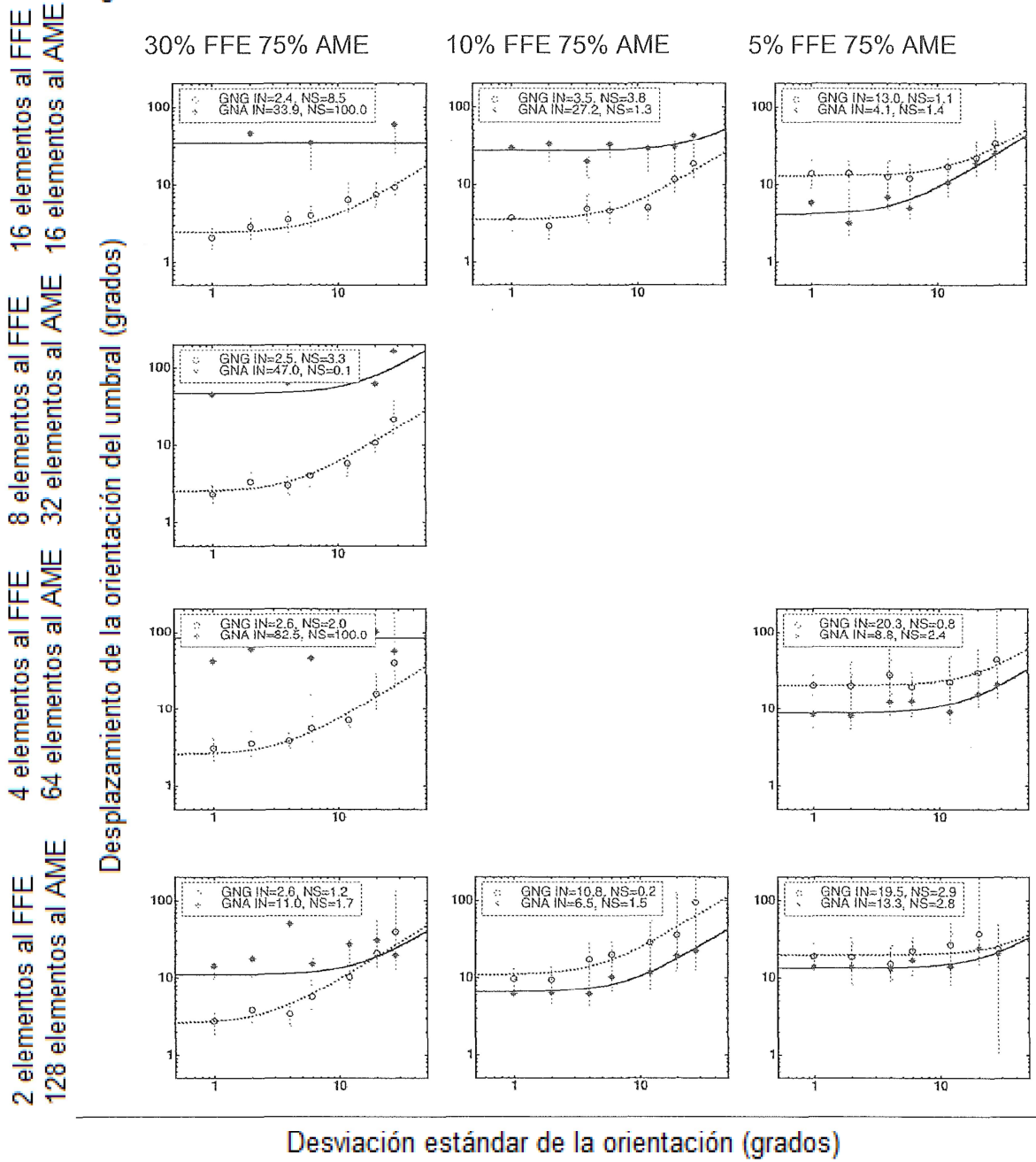


Figura 14A

Figura 14B



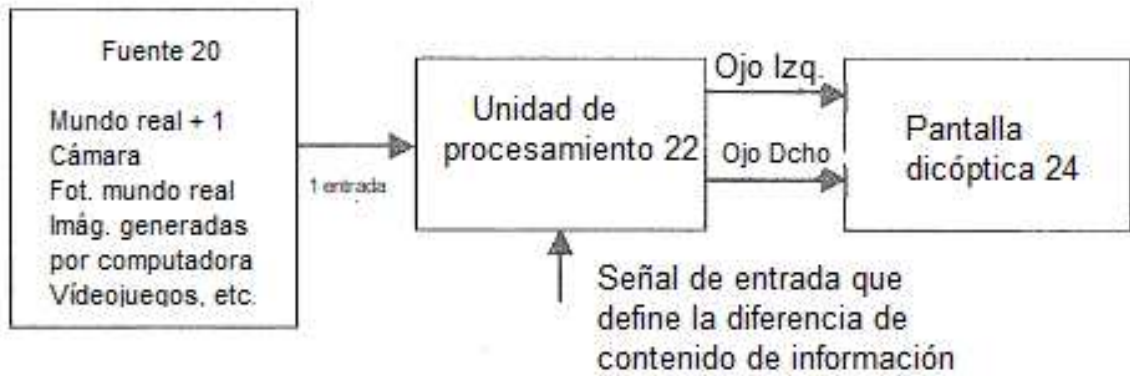


Figura 15A

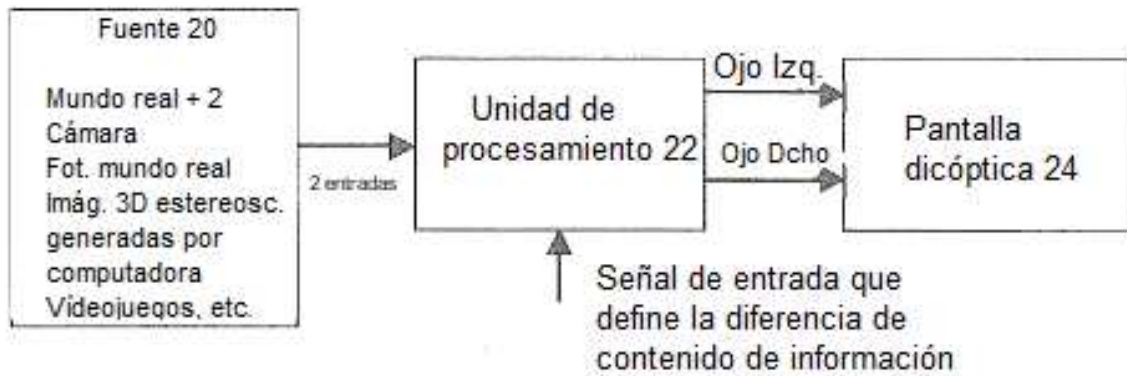


Figura 15B

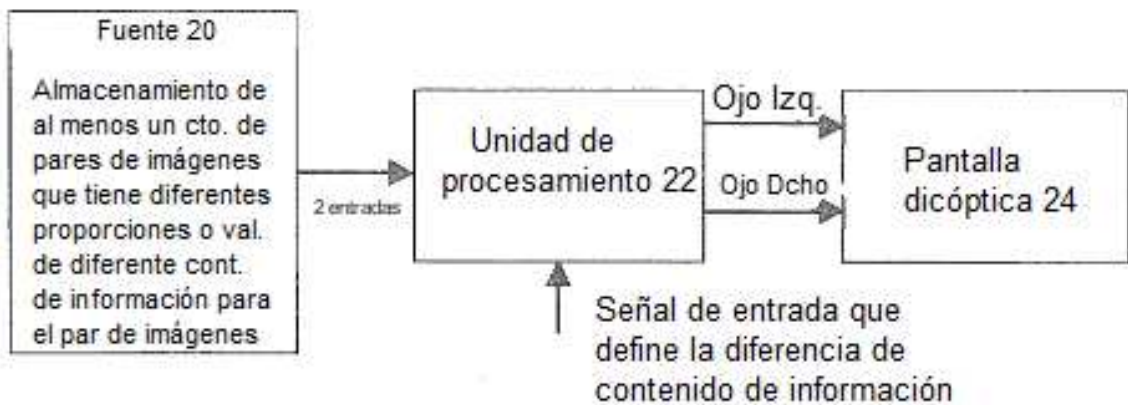


Figura 15C

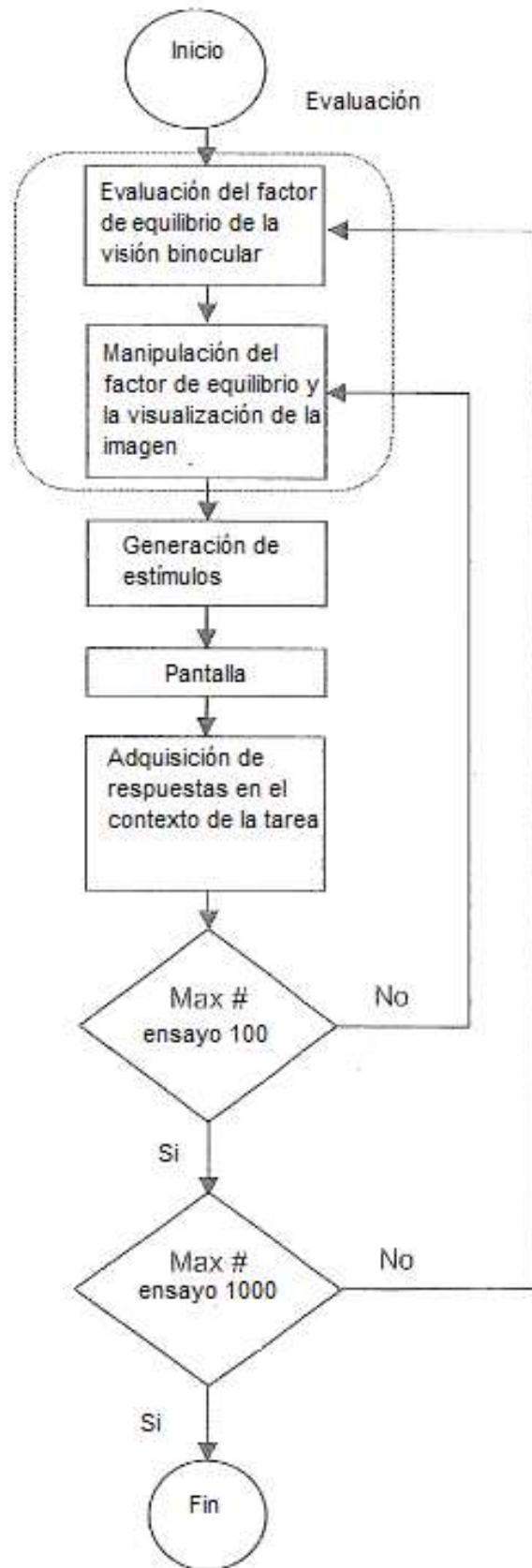


Figura 16