

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 632 938**

51 Int. Cl.:

G02C 7/06

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.09.2009 E 13178614 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.04.2017 EP 2746837**

54 Título: **Método para diseñar lentes oculares**

30 Prioridad:

24.09.2008 JP 2008243655

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

18.09.2017

73 Titular/es:

**TOKAI OPTICAL CO., LTD. (100.0%)
5-26, Shimoda, Eta-cho
Okazaki-shi, Aichi 444-2192, JP**

72 Inventor/es:

**SUZUKI, MASAYA;
NAGAE, MIZUKI y
KURAMATA, TAKASHI**

74 Agente/Representante:

VEIGA SERRANO, Mikel

ES 2 632 938 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

Método para diseñar lentes oculares

5 Sector de la técnica

La presente invención se refiere a un método para diseñar lentes para gafas.

Estado de la técnica

10 Una lente para gafas se diseña habitualmente a través de una etapa de simulación y una etapa de evaluación de la misma. En la etapa de simulación, se construyen un modelo de globo ocular y una forma de lente con un ordenador de acuerdo con simulaciones por ordenador, después se evalúa un haz de luz que ha pasado a través de una lente y se optimiza la forma de lente de modo que se aproxime su resultado de evaluación a un valor deseado. Basándose en un valor de diseño diseñado en la etapa de simulación, se produce realmente una lente que va a evaluarse (en adelante en el presente documento, denominada "lente a evaluar"), y en la etapa de evaluación se realizan una medición óptica, confirmación de forma y evaluación del uso de gafas supervisado. Después de esto, se avanza mejoras en el diseño de tal manera que el resultado obtenido en la etapa de evaluación se realimenta de nuevo al valor deseado de la etapa de simulación. La "medición óptica" indica que la lente a evaluar producida se evalúa en cuanto a si la lente es de iguales características ópticas que una simulada, y la "confirmación de forma" indica que la lente a evaluar producida se evalúa igualmente en cuando a si la lente se ha formado de acuerdo con una forma de superficie de lente correspondiente a los datos diseñados por el ordenador realizando realmente el trazado mediante el uso de, por ejemplo, un trazador de forma tridimensional, y la "evaluación de uso de gafas supervisado" indica que se evalúa la impresión de un sujeto recibida al usarse realmente las gafas que tienen las lentes a evaluar producidas. Los documentos de patente 1 a 3 pueden mencionarse como ejemplos de técnicas anteriores divulgadas con respecto a un método para diseñar lentes para gafas y su evaluación.

En el presente documento, cuando se diseña una lente para gafas, esta lente puede diseñarse con la esperanza de que se mejore en cierto grado, mediante una simulación por ordenador, una sensación percibida cuando se usan las gafas. Sin embargo, después de todo, no puede darse ninguna opinión sobre si una sensación de uso de las gafas de este tipo es buena o mala hasta que las gafas se usan realmente y, por lo tanto, la importancia de la evaluación de uso de gafas de observador ocupa un gran porcentaje en la etapa de evaluación. Especialmente en una lente de potencia progresiva, hay muchos casos en los que se percibe una diferencia mayor de la esperada entre un diseño establecido de forma imaginaria por una simulación por ordenador y una sensación dada cuando se usan realmente las gafas usando las lentes de potencia progresiva y, por lo tanto es importante la evaluación de uso de gafas de observador.

Documento de patente 1: Solicitud de patente japonesa no examinada publicada n.º 2006-72192

Documento de patente 2: Traducción japonesa de solicitud internacional n.º 2006-506667

40 Documento de patente 3: Publicación de solicitud de patente europea EP 1 959 294 A1

Objeto de la invención

Problemas a resolver por la invención

45 Sin embargo, no se han revelado todos los factores que se ejercen sobre una sensación percibida cuando se usan las gafas, y esta sensación depende con frecuencia de cada persona o se percibe de manera diferente de acuerdo con la vista subjetiva de cada persona, y por lo tanto ha sido difícil calcular concretamente esta sensación a partir de un resultado de observador. En otras palabras, un resultado de observador es muy vago, y por lo tanto, después de todo, la manera en la que el resultado de observador se refleja en el diseño de la lente ha dependido en muchos casos de las experiencias del diseñador de lentes. Por lo tanto, se ha requerido un método para evaluar objetivamente una sensación de uso de gafas de un observador y reflejar la evaluación resultante en el diseño.

50 La presente invención se ha realizado considerando estos problemas que residen en las técnicas convencionales, y es un objeto de la presente invención proporcionar un método para diseñar lentes para gafas que pueda evaluar objetivamente una sensación percibida cuando un sujeto usa realmente las gafas que tienen lentes a evaluar y que pueda reflejar un resultado obtenido mediante la evaluación de la sensación en el diseño de la lente.

Medios para resolver los problemas

60 Para resolver los problemas mencionados anteriormente, la invención proporciona un método para diseñar lentes para gafas que se define en la reivindicación adjunta 1.

65 Preferentemente, además de las lentes de diseño que van a evaluarse, se añade para su evaluación una clase de lente de referencia que tiene una sensación de uso de gafas que se percibe de forma diferente que puede obtener un valor de evaluación perceptible en comparación con las lentes a evaluar. El motivo es que es posible determinar

si un resultado de medición de las ondas cerebrales obtenido mediante esto es un error en la medición o es un rendimiento de la lente.

Los ejemplos de información biológica incluyen ondas cerebrales del sujeto, cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre del cerebro, cantidad de hemoglobina desoxigenada en la sangre del cerebro, cantidad de hemoglobina total en la sangre del cerebro, potencial mioeléctrico, movimiento ocular, parpadeo, temperatura corporal, frecuencia cardiaca, tensión arterial, función de la transpiración, y componentes salivales, que se considera que están relacionados con una sensación. En primer lugar, un cambio en estos fragmentos de información biológica se mide mediante un dispositivo de medición, de modo que se obtiene un valor numérico dado (valor medido). Si un valor medido de información biológica no se somete a procesamiento alguno, no se entenderá el significado del valor medido. En otras palabras, el valor medido no se expresa como un valor numérico mediante el cual pueda realizarse una evaluación de si la lente es buena o mala y, por lo tanto, se requiere dar una dirección al valor medido. Esto se expresa como un "índice" en la presente invención. En el presente documento, el término "índice" indica un criterio para valorar el estado de una sensación percibida cuando se mira a través de una lente, tal como "estado de estar bajo estrés", "estado de estar relajado", "estado de estar satisfecho", "estado de estar disgustado" "estado de estar claramente distinguible" o "estado de estar borroso". Con respecto a un índice predeterminado de este tipo en información biológica, se calcula un valor de evaluación para cada una de las lentes a evaluar.

Para obtener un valor de evaluación, es necesario recoger datos de información biológica en el estado de un índice para da índice de antemano, después de esto estandarizar los datos de información biológica recogidos, y establecer un patrón que sirva como referencia. En el presente documento, el término "estandarizar" indica que una cantidad de cambio del estado de un índice y una cantidad de cambio de la información biológica medida están correlacionadas entre sí, y, en la "estandarización", es preferible usar datos que se han sometido a "normalización" para comparar cantidades de la información biológica medida para cada sujeto mediante el uso de la misma escala para la "estandarización". La "normalización" es un proceso para comparar cantidades de información biológica medida mientras se usa el mismo criterio incluso cuando hay sujetos diferentes o incluso cuando el mismo sujeto está en un estado físico diferente. Por ejemplo, la "normalización" es convertir los datos de información biológica medidos de modo que se establezca el valor medio y el valor de varianza de datos de información biológica medidos a valores predeterminados. Por ejemplo, se recogen muchos fragmentos de datos en un entorno en el que realmente se impone el estrés o en un entorno opuesto en el que no existe el estrés, y se obtiene un patrón que sirve como referencia mediante la estandarización del "estado de estar bajo estrés", y, como resultado, puede obtenerse un valor de evaluación cuantitativo del "estado de estar bajo estrés" con respecto a un determinado valor medido arbitrario.

Después de esto, en una etapa de determinación de la forma de superficie de lente, se calcula como una característica de índice una correlación entre un valor de evaluación de cada una de las lentes a evaluar calculado en la etapa de cálculo de valores de evaluación y una forma de superficie de lente de cada una de las lentes a evaluar. Después de esto, se determina una forma de superficie de lente de la lente para gafas apropiada de acuerdo con dicho índice, basándose en la característica de índice. Por ejemplo, puede obtenerse un diagrama de dispersión fijo representando gráficamente la relación entre la forma de superficie de lente y el valor de evaluación de la lente a evaluar. Puede obtenerse una tendencia fija a partir de su estado de dispersión, y por lo tanto, analizando esta tendencia, puede determinarse una forma de superficie de lente de la lente para gafas apropiada de acuerdo con dicho índice. Como alternativa, es también posible seleccionar simplemente una forma de superficie de lente de una lente a evaluar que tiene el mejor valor de cálculo de una pluralidad de lentes a evaluar.

En el presente documento, si hay una pluralidad de índices, pueden emplearse los valores de evaluación de la pluralidad de índices y, en este caso, puede asignarse un peso específico a un valor de evaluación obtenido para cada índice. El "peso" se establece para un objetivo de diseño del diseñador, es decir, se establece para el objetivo de reflejar qué tipo de diseño se pretende. Un método para establecer el peso puede determinarse por un diseñador de acuerdo con el objetivo del diseñador, o puede determinarse automáticamente a partir de un resultado de medición obtenido mediante cálculos.

Preferentemente, se usan vectores como una técnica para calcular la característica de índice. Un cálculo puede realizarse fácilmente considerando las diferencias dadas con respecto a puntos de referencia (puntos de medición) ubicados en muchas lentes como vectores multidimensionales. Más específicamente, como un modo posible, una diferencia en la forma entre cada lente que va a evaluarse y una lente de partida de diseño se calcula como un vector de diferencia y, basándose en este vector de diferencia y basándose en un valor de evaluación calculado en relación con un índice predeterminado en la etapa de cálculo de valores de evaluación, se calcula un vector de diferencia cuyo valor de evaluación se vuelve mayor que la lente de partida de diseño, y se combina una cantidad de cambio correspondiente al vector de diferencia con la lente de partida de diseño. Si se obtiene un valor máximo en este caso, es preferible usar este valor máximo como un vector de diferencia óptimo.

La forma de superficie de lente determinada de este modo se realimenta a la etapa de cálculo de valores de evaluación. En otras palabras, se combina una cantidad de cambio correspondiente a un vector de diferencia con la lente de partida de diseño, y entonces la lente de partida de diseño combinada con la misma se establece como nueva lente de partida de diseño, y se realiza de nuevo un proceso similar y, como resultado, se vuelve posible

obtener una forma de superficie de lente más adecuada.

Es concebible que haya dos casos en uno de los cuales un sujeto es un usuario observador en una fase de desarrollo de lentes y en el otro de los cuales un sujeto es una persona que desea adquirir lentes para gafas diseñadas y producidas reflejando la información biológica de un sujeto en el diseño de la lente.

Preferentemente, la información biológica se mide en un comercio minorista de lentes para gafas o en un departamento de oftalmología si un sujeto es una persona que desea adquirir lentes para gafas.

Preferentemente, la información biológica medida en el comercio minorista de lentes para gafas o en el departamento de oftalmología se transmite a un lugar de procesamiento de lentes a través de un medio de comunicación, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el lugar de procesamiento de lentes. En el presente documento, la expresión "medios de comunicación" es un concepto que incluye ampliamente la transmisión de datos mediante una red de comunicación (VAN (*Value Added Network* (red de valor añadido))) usando ordenadores terminales, Internet o WAN (*Wide Area Network* (red de área extensa), etc.), y la transmisión de una hoja en la que están escritos los resultados de medición mediante una máxima de fax. El "lugar de procesamiento de lentes" indica, por ejemplo, un taller de procesamiento de lentes o un fabricante de lentes.

Preferentemente, la etapa de cálculo de valores de evaluación se realiza para la información biológica medida en el comercio minorista de lentes para gafas o en el departamento de oftalmología, y los valores de evaluación obtenidos en esta etapa se transmiten al lugar de procesamiento de lentes a través de un medio de comunicación, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el lugar de procesamiento de lentes.

Tal como se describió anteriormente, la información biológica de una persona que desea adquirir lentes para gafas o los datos de sus valores de evaluación se transmiten al lugar de procesamiento de lentes a través de un medio de comunicación, y se determina una forma de superficie de lente en la etapa de determinación de la forma de superficie de lente, y se produce una lente que tiene esta forma de superficie de lente y, como resultado, puede producirse una lente para gafas adecuada para la persona que desea adquirir lentes para gafas y proporcionarse a esta persona.

Efectos de la invención

En la invención de cada reivindicación mencionada anteriormente, es posible evaluar objetivamente si una sensación percibida cuando un sujeto usa las gafas que tienen lentes a evaluar es buena o mala, y por lo tanto es posible diseñar una lente que tiene una forma de superficie de lente más adecuada en la que se reflejan los resultados de evaluación.

Descripción de las figuras

La Figura 1 es un diagrama de flujo para describir el flujo de etapas de procesamiento en una primera realización de la presente invención.

La Figura 2 es un diagrama de distribución de aberraciones de una lente a evaluar B.

La Figura 3 es un diagrama de distribución de aberraciones de una lente a evaluar C.

La Figura 4 es un diagrama de distribución de aberraciones de una lente a evaluar D.

La Figura 5 es una vista descriptiva para describir una técnica de diseño de una superficie de lente.

La Figura 6 es un diagrama de bloques para describir una estructura eléctrica de un electroencefalógrafo usado en la primera realización.

La Figura 7 es una vista descriptiva para describir una disposición de electrodos cefalométricos de detección de ondas cerebrales del electroencefalógrafo.

La Figura 8 (a) es un gráfico que muestra un valor de evaluación de cada lente de un "grado de estrés en vista distante", y

La Figura 8(b) es un gráfico que muestra un valor de evaluación de cada lente de un "grado de placer en vista distante".

La Figura 9 es un gráfico que muestra una ecuación cuadrática (ecuación de segundo grado) creada representando gráficamente una línea que incluye tres puntos de las lentes a evaluar B a D y conectando estos puntos entre sí en los que la lente a evaluar B se establece en un origen en el que se establece un cambio en la forma de la misma con respecto a las otras lentes a evaluar a lo largo de eje de abscisas, y en el que se establece un valor de evaluación en total a lo largo del un eje de ordenadas.

La Figura 10 es un diagrama de distribución de aberraciones de una nueva lente E diseñada añadiendo una cantidad de cambio de diferencia basándose en el valor de evaluación con respecto a la lente a evaluar B.

La Figura 11 es un diagrama de flujo para describir el flujo de una técnica de evaluación que usa el electroencefalógrafo.

La Figura 12 es un diagrama de flujo para describir el hecho de que una etapa de cálculo de valores de evaluación y una etapa de determinación de la forma de superficie de lente se dividen entre sí en la realización de la presente invención y el hecho de que los datos se envían y reciben a través de Internet o una máquina de FAX.

La Figura 13 es un diagrama de bloques para describir una estructura eléctrica de un espectrómetro de infrarrojo cercano usado en una segunda realización.

La Figura 14 es un diagrama de flujo para describir el flujo de una técnica de evaluación que usa el espectrómetro de infrarrojo cercano.

5 La Figura 15 es una vista descriptiva para describir un estado en el que un manguito provisto de sondas se monta en un sujeto.

La Figura 16 es una vista esquemática de la sonda usada en la segunda realización.

La Figura 17 es un gráfico que muestra un valor de evaluación de cada lente de un "grado de estrés en vista cercana".

10 La Figura 18(a) es un gráfico que muestra un resultado obtenido restando una cantidad de hemoglobina oxigenada de una lente a evaluar J de una cantidad de hemoglobina oxigenada de una lente a evaluar K en la segunda realización, y

la Figura 18 (b) es un gráfico que muestra un resultado obtenido restando una cantidad de hemoglobina oxigenada de la lente a evaluar J de una cantidad de hemoglobina oxigenada de una lente a evaluar L en la segunda realización.

20 La Figura 19 es un gráfico que muestra una ecuación cuadrática creada representando gráficamente una línea que incluye tres puntos de las lentes a evaluar B a D y conectando estos tres puntos entre sí en el que la lente a evaluar B se establece en un origen en el que se establece un cambio en la forma con respecto a cada lente a evaluar a lo largo de un eje de abscisas, y en el que se establece un valor de evaluación en total a lo largo de un eje de ordenadas en otra realización.

Descripción detallada de la invención

25 A continuación en el presente documento se describirán realizaciones concretas de la presente invención con referencia a los dibujos.

(Realización 1)

30 Una primera realización (Realización 1) consiste principalmente en una etapa de cálculo de valores de evaluación y una etapa de determinación de la forma de superficie de lente tal como se muestra en la Figura 1, y se caracteriza por que se diseña una lente de potencia progresiva óptima realizando repetidamente realimentación en la que una nueva lente de diseño obtenida en la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se usa de nuevo como lente a evaluar en la etapa de cálculo de valores de evaluación.

35 1. Con respecto a las lentes a evaluar

40 En la Realización 1, se usan cuatro clases de lentes, es decir, una lente de referencia "A" y las lentes a evaluar "B" a "D". Estas lentes tienen la misma potencia dióptrica de lente para cada sujeto. La lente a evaluar B es un diseño que sirve como punto de partida de diseño. Con respecto a las lentes a evaluar C y D, la lente a evaluar C se forma añadiendo el cambio de forma 1 a la lente a evaluar B, mientras que la lente a evaluar D se forma añadiendo el cambio de forma 2 a la lente a evaluar B. La distribución de aberraciones de cada una de las lentes a evaluar B a D se muestra en las Figuras 2 a 4, respectivamente. La lente de referencia A se diseña para diferir sustancialmente en el rendimiento óptico con respecto a las lentes a evaluar B a D, y proporciona una sensación de uso de las gafas o percepción obviamente diferente de las de las lentes a evaluar B a D en una evaluación de vista subjetiva ordinaria. En otras palabras, la lente de referencia A es una lente que se caracteriza por que una sensación percibida de un vistazo cuando un observador usa gafas que tiene las lentes de referencia A es completamente diferente de las de las lentes a evaluar B a D y que puede obtener un valor de evaluación sustancialmente diferente de los de las lentes a evaluar B a D.

50 Ahora se dará una descripción de la importancia de la formación de formas de lente de las lentes a evaluar C y D proporcionando un cambio predeterminado en la forma a la lente a evaluar B.

55 Tal como se muestra en la Figura 5, se establece de forma imaginaria sobre la lente a evaluar B una pluralidad de puntos de referencia "a₁" a "a_n" cada uno de los cuales tiene una clara posición bidimensional. Los datos de forma sobre la superficie de lente completa pueden obtenerse realizando un cálculo de interpolación con respecto a las distancias entre los puntos de referencia a₁ a a_n.

60 El cambio de forma 1 dado a la lente C puede considerarse como una cantidad de deformación de diferencia (Cs₁, Cs₂, Cs₃ ..., Cs_n) que se añade a cada punto de referencia de lente (a₁, a₂, a₃, ..., a_n), por ejemplo, bajo la condición de que la lente B sirva como punto de partida de diseño. Aunque esta cantidad de deformación de diferencia es, por ejemplo, un valor de curva de diferencia en cada punto de la lente, esta puede ser un valor de flecha de diferencia, o puede ser un valor de prisma de diferencia.

65 En este momento, el cambio de forma 1 que va a añadirse a la lente B puede establecerse como Cv (Cs₁, Cs₂, Cs₃ ..., Cs_n), y el cambio de forma 2 puede establecerse como Dv (Ds₁, Ds₂, Ds₃ ..., Ds_n), cada uno de los cuales es un

vector que define una cantidad de deformación de diferencia. En otras palabras, un vector C_v que tiene una determinada dirección está compuesto por componentes de una cantidad de deformación de diferencia de la lente C ($C_{s1}, C_{s2}, C_{s3} \dots, C_{sn}$), y el grado de diferencia en la forma entre la lente B y la lente C puede mostrarse mediante la dirección y la magnitud del vector C_v . Esto mismo se aplica a la lente D.

5 En la Realización 1, como un ejemplo, se establece la relación de (vector C_v)=1,8x(vector D_v), es decir, se establece que la lente C alcanza un estado de haber experimentado un cambio de forma de 1,8 veces el cambio de forma 2 (vector D_v) añadido de la lente B a la lente D.

10 2. Con respecto a un electroencefalógrafo

En la Realización 1, se usaron ondas cerebrales como fuente para calcular un valor de evaluación. El electroencefalógrafo usado en la Realización 1 tiene una estructura eléctrica mostrada en la Figura 6. Un electrodo cefalométrico de detección de ondas cerebrales 11 es un dispositivo muy conocido usado en, por ejemplo, el tratamiento médico, e incluye diez electrodos, un electrodo de tierra G, que se muestran en la Figura 7 y que satisfacen la posición de electrodo internacional 10-20, y un electrodo de referencia en esta realización. El electrodo cefalométrico de detección de ondas cerebrales 11 se monta en la cabeza de un sujeto para detectar las ondas cerebrales. Un amplificador 12 sirve para amplificar las ondas cerebrales detectadas por el electrodo cefalométrico 11 y reducir el ruido por medio de un circuito de filtro integrado. Las ondas cerebrales detectadas de ese modo se emiten a un ordenador de análisis 13. El ordenador de análisis 13 está compuesto por una CPU (unidad de procesamiento central) 14, un dispositivo de almacenamiento 15 y dispositivos periféricos. La CPU 14 compara y calcula datos de ondas cerebrales medidos basándose en diversos programas y basándose en datos de patrones de referencia ya introducidos, y calcula valores de evaluación en relación con índices predeterminados sobre cómo es el estado de sensación de un sujeto. Programas básicos, tales como un programa para controlar el funcionamiento de la CPU 14 y un programa de procesamiento OA para gestionar una función aplicable compatible a una pluralidad de programas (por ejemplo, función de entrada de lenguaje japonés, función de impresión, etc.), se almacenan en el dispositivo de almacenamiento 15. Adicionalmente, en el dispositivo de almacenamiento 15 se almacenan un programa para cargar datos de patrones de referencia, un programa para cargar valores medidos, un programa para realizar una comparación entre los valores medidos y los datos del patrón de referencia cargados en el ordenador, etc. Los dispositivos de entrada 16 (ratón, teclado, etc.), y un monitor 17 están conectados a la CPU 14.

3. Medición de ondas cerebrales – Cálculo de valores de evaluación

Una técnica de evaluación usando un electroencefalógrafo se describirá con referencia a la Figura 11.

35 En primer lugar, el electrodo cefalométrico de detección de ondas cerebrales 11 se monta en un sujeto. Después de esto, se deja que el sujeto use la lente de referencia A, y comienzan a registrarse los datos. Con respecto a la medición, se realizan continuamente la medición en reposo del cierre de los ojos (aproximadamente de 30 a 60 segundos) y la medición de tareas de evaluación (aproximadamente de 30 segundos a 2 minutos), y entonces se deja que el sujeto use la lente a evaluar B, y se realiza repetidamente un bucle del diagrama de flujo en la manera de repetición de medición en reposo del cierre de los ojos, medición de tareas de evaluación, ... hasta que todas las lentes a evaluar finalizan su función.

45 La “medición en reposo del cierre de los ojos” indica la medición de ondas cerebrales realizada en un estado en el que los ojos se están cerrando, y se usa como el nivel de referencia para la medición. La “medición de tareas de evaluación” indica la medición realizada cuando se impone una tarea a un sujeto, y, como un ejemplo, puede imponerse la siguiente tarea; cuando se pretende evaluar el rendimiento de una parte del lado para visión de lejos de una lente progresiva, “la mirada del sujeto se dirige hacia un punto predeterminado de la parte del lado para visión de lejos, y entonces se mira un indicador de un objetivo (por ejemplo, un paisaje, anillo de Landolt, etc.) fijado en un lugar alejado”. Por otra parte, cuando se pretende evaluar la facilidad de uso de una parte para visión de cerca de la lente progresiva, puede imponerse, por ejemplo, la siguiente tarea; “objetivos (por ejemplo, periódicos o revistas con las que el sujeto está familiarizado) que se han fijado en un lugar cercano se miran en un orden predeterminado”. Además, cuando se pretende evaluar la deformación o la agitación de una lente para gafas, se impone una tarea que tiene una situación en la que se percibe fácilmente tal deformación o agitación. Por consiguiente, en la medición de tareas de evaluación, se impone al sujeto la tarea de usar cada parte de la lente a evaluar en una situación específica, y se miden las ondas cerebrales en un estado de tarea tal, y, como resultado, se puede registrar en forma de ondas cerebrales una manera en la que el cerebro del sujeto percibe una sensación dada cuando el sujeto usa las gafas que tienen las lentes a evaluar.

60 Con respecto al orden en el que se usan las lentes a evaluar, puede usarse en primer lugar la lente de referencia A, o pueden usarse en un orden aleatorio cada una de las lentes A a D. Además, cuando la medición se realiza una pluralidad de veces o cuando la medición se realiza usando una pluralidad de sujetos, es preferible hacer el orden de evaluación aleatorio en cada medición, porque puede cancelarse una influencia ejercida por el orden de medición.

65 A continuación, se proporcionará una descripción de una etapa de cálculo de valores de evaluación en relación con

índices predeterminados que se realiza por la CPU 14 del electroencefalógrafo.

La CPU 14 analiza cuánto patrón de referencia de ondas cerebrales en un índice predeterminado, que está preestablecido por, por ejemplo, un experimento preliminar y que se registra en el dispositivo de almacenamiento de la Figura 6, está contenido en un resultado de medición de ondas cerebrales, y cuantifica el patrón de referencia contenido en el mismo como un valor de evaluación en relación con el índice.

El “patrón de referencia de ondas cerebrales en un índice predeterminado” indica un patrón de referencia estandarizado mediante la medición repetida de ondas cerebrales en un estado de sensación específico mediante el uso de una pluralidad de sujetos, y, en la Realización 1, se supone que se preparan dos clases de fragmentos de datos de patrones de referencia indexando un “estado de estar bajo estrés” y un “estado de estar satisfecho”, respectivamente. La CPU 14 realiza una comparación entre datos de patrones de referencia y datos de ondas cerebrales medidas, y calcula un valor de evaluación en relación con estos índices basándose en una diferencia con los datos de patrones de referencia. En la Realización 1, con respecto a cada una de la lente de referencia A y las lentes a evaluar B a D, se calculó un valor de evaluación individual en relación con treinta y siete sujetos, y entonces se normalizaron los valores de evaluación resultantes de manera que la media llegó a ser 0 y de manera que la varianza llegó a ser 1, y se promediaron los valores normalizados. El resultado se muestra en la Figura 8 (a) y la Figura 8 (b). En estos datos, se ha confirmado una diferencia significativa a un nivel de significación del 5% en un análisis de varianza, y la Figura 8 (a) muestra que la lente se vuelve más excelente en proporción a una disminución en el grado de estrés, mientras que la Figura 8(b) muestra que la lente se vuelve más excelente en proporción a un aumento en el grado de satisfacción.

4. Diseño de una nueva forma de superficie de lente basándose en valores de evaluación

A partir de la Figura 8 (a) y la Figura 8 (b), se entiende que, con respecto a las lentes a evaluar B a D, el valor de evaluación de la lente a evaluar D se vuelve mayor, y el valor de evaluación de la lente a evaluar C se vuelve menor que el del punto de partida de diseño (la lente a evaluar B). Esto indica que el valor de evaluación se aumenta si el cambio de forma 2 (vector Dv) se da al punto de partida de diseño (lente a evaluar B), que se ha mencionado en el punto “1. Con respecto a lentes a evaluar”, mientras que el valor de evaluación se disminuye si el cambio de forma 1 (vector Cv) se da al mismo. Por consiguiente, el valor de evaluación se cuantifica de la siguiente manera. Esto hace posible hallar aritméticamente un cambio de forma (vector) que hace al valor de evaluación mayor que el del punto de partida de diseño (lente a evaluar B), y hace posible la realimentación al diseño de una forma de superficie de lente.

(1) Con respecto a las lentes a evaluar B a D, se calcula una diferencia entre los valores de evaluación de las lentes a evaluar B a D y el de de la lente de referencia A. Si es preferible un valor menor que un valor de evaluación, se realiza la inversión entre más y menos.

En otras palabras, se realiza la inversión en el “grado de estrés en vista distante” de la Figura 8(a), y la lente a evaluar B pasa a ser 1,58, la lente a evaluar C pasa a ser 1,39, y la lente a evaluar D pasa a ser 1,82, mientras que la lente a evaluar B pasa a ser 1,18, la lente a evaluar C pasa a ser 0,77, y la lente a evaluar D pasa a ser 1,38 en el “grado de satisfacción en vista distante” de la Figura 8 (b). Los valores numéricos mencionados en este caso son valores estandarizados, y por lo tanto no hay una unidad especial.

(2) Se asigna peso a cada uno de los dos índices. En la Realización 1, se deja el peso del “grado de estrés en vista distante” igual a 0,8, y se deja el peso del “grado de satisfacción en vista distante” igual a 0,2. Estos pesos pueden cambiarse arbitrariamente. Por lo tanto, los valores de evaluación en total de los dos índices a cada uno de los cuales se ha dado peso son $1,58 \times 0,8 + 1,18 \times 0,2 = 1,500$ en la lente a evaluar B, $1,39 \times 0,8 + 0,77 \times 0,2 = 1,266$ en la lente a evaluar C, y $1,82 \times 0,8 + 1,38 \times 0,2 = 1,736$ en la lente a evaluar D.

(3) La relación de (vector Cv)=1,8X(vector Dv) existe entre el cambio de forma 1 y el cambio de forma 2, que se ha descrito en el punto “1. Con respecto a lentes a evaluar”, y por lo tanto la distancia entre la lente B y la lente C puede establecerse como 1,8 bajo la condición de que la lente B se sitúe en el origen, y la distancia entre la lente B y la lente D es 1,0. En el presente documento, la “distancia” indica el grado de una separación entre determinado diseño de lente y determinado diseño de lente distinto, y se define mediante la dirección y la magnitud de un vector. En la Realización 1, el vector Cv y el vector Dv tienen la misma dirección, y por lo tanto la distancia es la magnitud del vector.

Tal como se muestra en la Figura 9, este valor numérico se establece como un valor relativo a lo largo del eje de abscisas, y el valor de evaluación mencionado anteriormente en total se establece a lo largo del eje de ordenadas, y se representa gráficamente una línea que incluye tres puntos de las lentes a evaluar B a D, y se calcula la distancia desde la lente B que adopta un valor máximo mediante una ecuación cuadrática (es decir, ecuación de segundo grado) que conecta los tres puntos entre sí. Como resultado, el valor máximo existe entre la lente B y la lente D, y puede encontrarse que la distancia desde la lente B es de 0,76.

(4) Un cálculo de interpolación de la superficie de lente completa se realiza añadiendo una cantidad de diferencia cambio de $0,76x$ (vector Dv) al diseño B, y se obtiene un nuevo diseño E (Figura 10).

Después de obtenerse de este modo el nuevo diseño E, se crean un diseño F en el que se ha dado cambio de forma 3 al diseño E y un diseño G en el que se dado el cambio de forma 4 al diseño E, y estos tres y la lente de referencia A se someten de nuevo a la etapa de evaluación para la medición de ondas cerebrales, y entonces se realiza

repetidamente un análisis, y, como resultado, una sensación objetiva que puede obtenerse de manera efectiva a partir de la medición de información biológica, puede reflejarse en el diseño.

5 La Realización 1 es un ejemplo realizado cuando una pluralidad de usuarios observadores (evaluadores) en la fase de desarrollo de lentes son sujetos, y una sensación objetiva que puede obtenerse de manera eficiente a partir de la medición de información biológica puede reflejarse en el diseño de superficies de lente realizando repetidamente este proceso de diseño.

10 Por otra parte, si un sujeto es una persona que desea adquirir lentes para gafas, se recoge información biológica en, por ejemplo, un comercio minorista de lentes para gafas o el departamento de oftalmología además de cada etapa de Realización 1, y esta información biológica o valores de evaluación obtenidos a través de la etapa de cálculo de valores de evaluación se envían a un fabricante de lentes o similar a través de un medio de comunicación, tal como Internet, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el fabricante de lentes o similar basándose en los valores de evaluación. Este proceso hace posible reflejar una sensación objetiva obtenida a partir de la medición de información biológica de una persona que desea adquirir lentes para gafas y que es un sujeto en el diseño.

Los siguientes efectos se consiguen de acuerdo con la estructura de la Realización 1.

- 20 (1) Con respecto a las lentes a evaluar B a D, se calcularon valores de evaluación en relación con los dos índices de ondas cerebrales, y, a partir de estos valores de evaluación, se convirtió el diseño más preferible para las lentes a evaluar B a D en vectores y se realimentó, y por lo tanto se hace posible reflejar objetivamente la evaluación un observador, que no ha podido realizarse convencionalmente.
- 25 (2) La lente de referencia A de una sensación de uso de gafas que se percibe de forma diferente que muestra un valor de evaluación perceptible se usó como lente para compararse con las lentes a evaluar B a D, y por lo tanto puede avanzarse una evaluación mientras que confirma que la frecuencia de errores en la medición es baja.
- 30 (3) Se estableció un peso mayor para un índice (en el presente documento, el “grado de estrés en vista distante”) que se considera que es de mayor importancia, y por lo tanto puede reflejarse la política de diseño de un diseñador, y puede diseñarse una lente próxima a un ideal requerido de una lente de potencia progresiva adoptando un concepto de diseño del diseñador a la vez que se refleja la evaluación de un observador.

(Realización 2)

35 Los valores medidos de una cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre del cerebro se usan en una segunda realización (Realización 2), mientras que las ondas cerebrales se usan como una fuente del cálculo de valores de evaluación en la Realización 1. Adicionalmente, una persona que desea adquirir gafas que va a un comercio minorista de gafas es un sujeto, y se proporciona una lente para gafas que refleja una sensación obtenida mediante la medición de la información biológica de una persona que desea adquirir gafas que ha ido al comercio minorista de gafas en el diseño de lente en la Realización 2, mientras que un usuario observador (evaluador) en la fase de desarrollo de lentes es un sujeto en la Realización 1.

1. Con respecto a las lentes a evaluar

45 En esta realización se usan tres clases de lentes a evaluar J a L. Cada una de estas lentes es una lente de ensayo de una lente de potencia progresiva cuya parte para visión de lejos tiene una potencia dióptrica de S-0,00D y que tiene una potencia dióptrica adicional correspondiente a una potencia dióptrica adicional de un sujeto. La mejor lente es una lente preparada de manera que una persona que desea adquirir gafas experimenta prácticamente un estado de gafas terminadas en, por ejemplo, un comercio minorista de gafas, y se usa de tal manera que provea de una lente de potencia dióptrica S, una lente de potencia dióptrica C, una lente de prisma o similar en una montura de prueba. A diferencia de la Realización 1, la Realización 2 no usa una lente de referencia. Una descripción detallada de las lentes a evaluar se solapa con la de la Realización 1, y por lo tanto se omite. Entre estas lentes, la lente a evaluar J es un diseño formado como un punto de partida de diseño. Con respecto a las lentes a evaluar K y L, la lente a evaluar K se realiza añadiendo el cambio de forma 5 a la lente a evaluar J, y la lente a evaluar L se realiza añadiendo el cambio de forma 6 a la lente a evaluar J. Una cantidad de deformación de diferencia que va a añadirse al punto de referencia de la lente a evaluar J se vectoriza, y el cambio de forma 5 que va a añadirse a la lente J se establece como $K_v (K_{s1}, K_{s2}, K_{s3} \dots, K_{sn})$, y el cambio de forma 6 que va a añadirse a la misma se establece como $L_v (L_{s1}, L_{s2}, L_{s3} \dots, L_{sn})$ del mismo modo que en la Realización 1.

2. Espectrómetro de infrarrojo cercano que mide la hemoglobina oxigenada en la sangre

60 En la Realización 2, se mide una cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre en una parte activada del cerebro mediante un espectrómetro de infrarrojo cercano. Cuando se activa una parte específica del cerebro, se aumenta el volumen de flujo sanguíneo en esta parte específica, y se aumenta la cantidad total de hemoglobina. Adicionalmente, cuando se activa la parte específica del cerebro, se aumenta la cantidad de hemoglobina oxigenada en la parte activada, y se disminuye en la misma la cantidad de hemoglobina desoxigenada. Por lo tanto, para evaluar las lentes, se mide la cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre en una parte activada del cerebro de

un sujeto a la vez que se usa este fenómeno fisiológico.

El espectrómetro de infrarrojo cercano de la Realización 2 tiene una estructura eléctrica que se muestra en la Figura 13.

5 Tal como se muestra en la Figura 16, una sonda 21 incluye una fuente de luz de LED 22 que sirve como parte de emisión de luz y un fotosensor 23 que sirve como parte de recepción de luz. Un haz de luz infrarroja cercana se emite desde la fuente de luz de LED 22 hacia el interior del organismo vivo, y la luz que ha pasado a través del interior del organismo vivo, que se ha dispersado, y que se ha atenuado se detecta mediante el fotosensor 23. En la Realización 2, se supone que se usa un manguito 24 al que se han unido sondas 21, el número de las cuales es cuatro en la dirección horizontal y dos en la dirección vertical, y se monta en la cabeza de una persona en de tal manera que cubra una zona prefrontal del cerebro con el mismo para la medición tal como se muestra en la Figura 15. La zona prefrontal es una parte que controla la actividad mental en relación con el control de memoria, emociones, y acción en el cerebro. Por lo tanto, esta zona es un lugar en el que se refleja de la manera más activa una diferencia en la visión a través de una lente en el cerebro en forma de aumento o disminución en la cantidad de hemoglobina oxigenada.

La luz infrarroja cercana medida por las sondas 21 se emite a un ordenador de análisis 25. El ordenador de análisis 25 está compuesto por una CPU (unidad de procesamiento central) 26, un dispositivo de almacenamiento 27, y dispositivos periféricos. Además, el ordenador de análisis 25 incluye un dispositivo de entrada 28, un monitor 29, etc. Estos pueden describirse correspondientemente al ordenador de análisis 13 de la Realización 1, y por lo tanto se omite una descripción detallada de los mismos.

3. Medición de hemoglobina oxigenada en la sangre – Cálculo de valores de evaluación

25 A continuación, una técnica de evaluación que usa el espectrómetro de infrarrojo cercano se describirá con referencia a la Figura 14.

30 En primer lugar, el manguito 24 al que se han unido las sondas 21 se monta en un sujeto de modo que se emite luz infrarroja cercana a partir de la fuente de luz de LED 22 hacia el interior del cerebro tal como se muestra en la Figura 15.

Después de esto, una clase de lente a evaluar se establece en una montura de prueba junto con potencia dióptrica S, potencia dióptrica C, potencia dióptrica de prisma, etc., del sujeto, y el sujeto usa esta montura de prueba.

35 Con respecto a la medición, se realizan continuamente la medición en reposo de la apertura de los ojos (aproximadamente 30 segundos) y la medición de tareas de evaluación (aproximadamente 30 segundos), e inmediatamente después del final de la medición de la lente a evaluar J, se permite al sujeto usar la lente a evaluar K, y se realiza repetidamente un bucle del diagrama de flujo en la manera de repetición de medición en reposo de la apertura de los ojos, medición de tareas de evaluación, ...hasta que todas las lentes a evaluar finalizan su función. En la Realización 2, con el fin de evaluar a una sensación de uso de gafas de la parte para visión de cerca de la lente de potencia progresiva, la tarea de evaluación permite al sujeto ver índices para la evaluación situados cerca de las manos del sujeto. Preferentemente, con el fin de reducir la carga del sujeto y obtener un resultado de medición preciso, se establece que el tiempo de medición en reposo de la apertura de los ojos y un tiempo de medición de tareas de evaluación sean tan cortos como sea posible.

El orden en el que las lentes a evaluar se montan puede ser aleatorio entre las lentes J a L. Preferentemente, si la medición se realiza una pluralidad de veces o si la medición se realiza usando una pluralidad de sujetos, el orden de evaluación se realiza aleatoriamente en cada medición, porque puede cancelarse una influencia ejercida por el orden de medición.

50 En la medición, bajo la condición de que un estado en reposo de la apertura de los ojos se define como un estado estacionario (es decir, como un punto cero) con respecto a las lentes a evaluar J a L, la cantidad de hemoglobina oxigenada, la cantidad de hemoglobina desoxigenada, y la cantidad de hemoglobina total se miden en la medición de tareas de evaluación realizada cuando se usa cada lente, y se calculan un espectro de diferencia entre la lente K y la lente J y un espectro de diferencia entre la lente L y la lente J, y una diferencia del espectro de diferencia en la cantidad de hemoglobina oxigenada se muestra en las Figuras 18(a) y 18(b) en relación con una sonda que ha reflejado de la manera más destacable una diferencia en el rendimiento entre las lentes.

60 En la Realización 2, con respecto a las lentes a evaluar J a L, los valores de evaluación se muestran en la Figura 17 mediante la normalización de los valores de la cantidad de cambio en hemoglobina oxigenada obtenida tras 30 segundos de manera que la media llega a ser 0 y de manera que la varianza llega a ser 1 del mismo modo que en la Realización 1. La Figura 17 indica que una carga en una parte del cerebro sobre el que se montan sondas se vuelve más pequeña en proporción a una disminución en el valor cuando se realiza la tarea de evaluación, es decir, la Figura 17 indica que la lente es menor en el grado de estrés en proporción a una disminución en el valor cuando se realiza la tarea de evaluación.

4. Diseño de nuevas formas de superficie de lente basándose en valores de evaluación

Tal como se muestra en la Figura 12, en la Realización 2, la etapa de cálculo de valores de evaluación se realiza en un comercio minorista de lentes para gafas o similar, y los valores de evaluación obtenidos en la Figura 17 se transmiten a un fabricante de lentes a través de un medio de comunicación, tal como Internet o una máquina de FAX, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el fabricante de lentes.

Como resultado de comparaciones entre las lentes a evaluar J a L, se entiende a partir de la Figura 17 que la lente a evaluar L es ligeramente inferior en el valor de evaluación con respecto a la lente a evaluar J, y la lente a evaluar K es enormemente inferior en el valor de evaluación con respecto a la lente a evaluar J en el índice de "grado de estrés". A partir de este hecho, un diseño óptimo existe cerca de la lente a evaluar J, y un vector de diferencia óptimo puede obtenerse correlacionando los datos de la Figura 17 con los vectores de diferencia K_v y L_v de acuerdo con la misma técnica que la de la Realización 1, y un diseño que refleja la sensación de un sujeto puede crearse añadiendo este vector de diferencia óptimo a la lente a evaluar J. Adicionalmente, las lentes para gafas que reflejan la sensación de una persona que desea adquirir lentes para gafas y que se ha convertido en un sujeto pueden proporcionarse produciendo lentes diseñadas de esa manera en un fabricante de lentes y proporcionando estas lentes a un comercio minorista de gafas.

Los siguientes efectos se consiguen de acuerdo con la estructura de la Realización 2.

(1) Con respecto a las lentes a evaluar J a L, se calcularon valores de evaluación usando hemoglobina oxigenada y estableciendo el grado de estrés medido cuando se mira a través de una parte para visión de cerca de la lente como un índice, y, a partir de estos valores de evaluación, el diseño más preferible para las lentes a evaluar J a L se convirtió en vectores y se realimentó, y por lo tanto se hace posible reflejar objetivamente una evaluación de observador, que no ha podido realizarse convencionalmente.

(2) Si un sujeto es una persona que desea adquirir lentes para gafas, se hace posible diseñar, producir y proporcionar lentes para gafas que reflejan una sensación percibida cuando esta persona usa gafas en el diseño de lentes.

La presente invención puede también modificarse y realizarse tal como sigue:

- Aunque una nueva lente que muestra un valor de evaluación más adecuado se diseña a partir de las lentes a evaluar B a D y J a L, y, como resultado, una forma de superficie de lente adecuada basándose en los índices mencionados anteriormente se determina en las realizaciones mencionadas anteriormente, una lente a evaluar óptima puede seleccionarse a partir de lentes a evaluar ya fabricadas basándose en valores de evaluación, y una forma de superficie de lente adecuada puede determinarse basándose en eso. Por ejemplo, las lentes a evaluar J a L se examinan en la Realización 2.

La Figura 18 (a) es un gráfico en el que un valor medido de la lente a evaluar J se ha restado del de la lente a evaluar K. La Figura 18(b) es un gráfico en el que un valor medido de la lente a evaluar J se ha restado del de la lente a evaluar L. A partir de la comparación entre estos gráficos de los que en ambos el eje de ordenadas es positivo durante la medición de tareas de evaluación, se entiende que un valor, especialmente de la Figura 18(a), que se obtuvo cuando se realizó una tarea de evaluación para la medición, sube bruscamente. A partir de este hecho, se entiende que, cuando las sensaciones de uso de las gafas de las partes para visión de cerca se comparan entre sí en las tres lentes a evaluar J a L, la lente J es la más preferida, y la lente L es ligeramente inferior a la lente J, y la lente K es la peor. De acuerdo con esta técnica de evaluación, puede determinarse que la lente J es adecuada entre las lentes a evaluar J a L, y puede adoptarse como una lente para gafas óptima, y puede establecerse como una lente de partida.

- En la Realización 1, las lentes a evaluar se someten a una representación gráfica de tres puntos, y sus características se muestran mediante una ecuación de segundo grado. Aunque una ecuación de segundo grado (o una ecuación de grado n ("n" es dos o mayor)) que tiene un valor máximo puede formarse fácilmente si el número de puntos es tres, pueden usarse puntos aproximados si se forma una ecuación de grado n que tiene un valor máximo usando tres o más puntos. Adicionalmente, una curva aproximada para obtener un valor máximo no está limitada a una ecuación de segundo grado (o ecuación de grado n).
- Una ecuación de segundo grado que tiene un valor máximo puede obtenerse tal como en la Realización 1, y, si una línea de puntos representada aumenta de forma monótona tal como en, por ejemplo, la Figura 19, pueden disponerse libremente nuevos puntos que van a realimentarse hacia el diseño para seleccionar el diseño (diseño C en la Figura 19) que se ha evaluado más altamente.
- Aunque se usan dos índices obtenidos a partir de un análisis de ondas cerebrales como el eje de evaluación en la Realización 1, puede representarse un cuestionario de observador subjetivo convencional mediante puntos de acuerdo con, por ejemplo, un método de SD, y aquellos puntos pueden considerarse también como factor que va a realimentarse al diseño.
- Aunque las ondas cerebrales o una cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre del cerebro se usan como información biológica en la Realización 1, puede medirse una pluralidad de fragmentos de información biológica, tal como ondas cerebrales y un parpadeo, y estos fragmentos de información biológica pueden ponderarse, y el

procesamiento de datos puede realizarse del mismo modo que en la Realización 1. Los datos así obtenidos pueden usarse también como un factor que va a realimentarse al diseño.

- 5 - Aunque se establece que el cambio de forma 1 (vector C_v) y cambio de forma 2 (vector D_v), cada uno de los cuales se representa como una cantidad de cambio de diferencia son vectores que tienen la misma dirección en la Realización 1 con el fin de describir de forma inteligible una técnica de análisis, no se requiere necesariamente que los vectores entre sus lentes tengan la misma dirección. Si los vectores no tienen la misma dirección, el eje de abscisas se usará como un medio concebible para vectores en la Figura 10.
- 10 - Aunque las cuatro clases de lentes a evaluar se miden continuamente a la vez en la Realización 1, las lentes pueden medirse de acuerdo con un método en el que las lentes se miden en la forma de un par de lentes, es decir, en la forma de la lente de referencia A y el par para la lente de referencia A, tal como la lente de referencia A y la lente a evaluar B, la lente de referencia A y la lente a evaluar C, o la lente de referencia A y la lente a evaluar D, y se analiza una diferencia en el valor medido con la lente de referencia A como el rendimiento de lente de las lentes a evaluar B a D.
- 15 - En la lente de referencia, es importante el hecho de que se confirme que una sensación de uso de gafas sea diferente, y por lo tanto, por ejemplo, si la lente a evaluar es una lente de potencia progresiva, puede seleccionarse una lente monofocal como lente de referencia, o puede seleccionarse una lente que tenga una potencia dióptrica de 0.
- 20 - Aunque las lentes a evaluar (y la lente de referencia en la Realización 1) de cada realización mencionada anteriormente tienen la misma potencia dióptrica, pueden usarse como lentes a evaluar lentes que difieren en la potencia dióptrica entre sí. Por ejemplo, la Realización 2 incluye un diseño a evaluar que difiere en la potencia dióptrica adicional.
- 25 - Aunque se usa una teoría de vectores en la realización mencionada anteriormente con el fin de definir una cantidad de deformación de diferencia, es también posible realizar una conversión en un determinante en un cálculo real.
- 30 - Aunque se usa una cantidad de hemoglobina oxigenada como información biológica en la Realización 2, es también posible usar una cantidad de hemoglobina desoxigenada o una cantidad de hemoglobina total (cantidad total) medida simultáneamente. La cantidad de hemoglobina desoxigenada se reduce relativamente mediante un aumento en la cantidad de hemoglobina oxigenada, y por lo tanto la cantidad de hemoglobina desoxigenada puede usarse también como un valor medido mediante un espectrómetro de infrarrojo cercano en lugar de la cantidad de hemoglobina desoxigenada. Adicionalmente, la cantidad total de hemoglobina en la sangre del cerebro se aumenta o reduce dependiendo de un entorno en el que se realiza la medición de tareas de evaluación como en la realización mencionada anteriormente, y por lo tanto esta cantidad total de hemoglobina puede medirse mediante el espectrómetro de infrarrojo cercano, y pueden calcularse valores de evaluación y usarse basándose en la cantidad total de hemoglobina que está sujeta a las condiciones.
- 35 - Aunque se usa una cantidad de hemoglobina oxigenada como información biológica en la Realización 2, pueden usarse como información biológica dos o más de la cantidad de hemoglobina desoxigenada y la cantidad de hemoglobina total (cantidad total) medidas simultáneamente con la cantidad de hemoglobina oxigenada, y pueden calcularse también valores de evaluación y usarse basándose en, por ejemplo, un cambio en la relación de una cantidad de hemoglobina desoxigenada con respecto a una cantidad de hemoglobina oxigenada o un cambio en la relación de una cantidad de hemoglobina desoxigenada con respecto a una cantidad de toda la hemoglobina.
- 40 - En la Realización 2, puede usarse un parámetro predeterminado, tal como un valor integral o un valor máximo en una tarea, como otro ejemplo del valor de evaluación.

REIVINDICACIONES

1. Un método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva, comprendiendo el método:

- 5 una etapa de cálculo de valores de evaluación de preparar una pluralidad de lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) que tienen diferentes diseños de superficie de lente, medir posteriormente información biológica predeterminada de un sujeto para cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) permitiendo que el sujeto use cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L), y, basándose en dicha información biológica predeterminada medida, calcular un valor de valuación de cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) con respecto a un índice predeterminado; y
- 10 una etapa de determinación de la forma de superficie de lente de cálculo de una correlación entre un valor de evaluación de cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) calculado en la etapa de cálculo de valores de evaluación y una forma de superficie de lente de cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) como una característica de índice, y, basándose en la característica de índice, determinar una nueva forma de superficie de lente de una lente para gafas de potencia progresiva apropiada de acuerdo con dicho índice predeterminado,
- 15 en el que el índice predeterminado es un criterio para valorar el estado de una sensación percibida cuando se mira a través de la lente, y
- 20 en el que la información biológica es una seleccionada de ondas cerebrales, cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre del cerebro, cantidad de hemoglobina desoxigenada en la sangre del cerebro, cantidad de hemoglobina total en la sangre del cerebro, potencial mioeléctrico, parpadeo, temperatura corporal, frecuencia cardíaca, tensión arterial, función de la transpiración, y componentes salivales.
- 25 2. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la etapa de cálculo de valores de evaluación y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realizan una pluralidad de veces, y en el que, en la segunda y posteriores etapas de cálculo del valor de evaluación, una (E) de la pluralidad de lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D, E, J-L) tiene una forma de superficie de lente determinada en la etapa previa de determinación de la forma de superficie de lente.
- 30 3. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que se prepara una pluralidad de índices cada uno de los cuales se define en la reivindicación 1, y se asigna un peso específico a un valor de evaluación obtenido en cada uno de los índices.
- 35 4. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que, cuando se calcula una característica de índice en la etapa de determinación de la forma de superficie de lente, se usa un valor obtenido mediante la normalización de un valor de evaluación de cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (BD, E, J-L) calculado en la etapa de cálculo de valores de evaluación.
- 40 5. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 4, en el que se calcula un valor de evaluación en relación con una lente de referencia (A) que tiene una sensación de uso de las gafas que se percibe de forma diferente en el que se obtiene un valor de evaluación perceptible en comparación con las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (B-D) en la etapa de cálculo de valores de evaluación, y el valor de evaluación de la lente de referencia (A) se establece como valor de referencia en la etapa de determinación de la forma de superficie de lente.
- 45 6. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que se establece una lente de partida de potencia progresiva (B, J), después de esto se calcula una diferencia en la forma entre cada una de las lentes de potencia progresiva que van a evaluarse (C, D, K, L) y la lente de partida de diseño (B, J) como un vector de diferencia (Cv, Dv, Kv, Lv) en la etapa de cálculo de valores de evaluación, y, basándose en este vector de diferencia (Cv, Dv, Kv, Lv) y basándose en un valor de evaluación calculado en relación con un índice predeterminado en la etapa de cálculo de valores de evaluación, se calcula un vector de diferencia cuyo valor de evaluación se vuelve mayor que el de la lente de partida de diseño de potencia progresiva (B, J), y se combina una cantidad de cambio correspondiente al vector de diferencia con la lente de partida de diseño de potencia progresiva (B, J).
- 50 7. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el vector de diferencia cuyo valor de evaluación se vuelve mayor que el de la lente de partida de diseño de potencia progresiva (B, J) es un vector de diferencia óptimo cuyo valor de evaluación en el índice se vuelve un valor máximo.
- 60 8. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 6 o 7, en el que la lente de partida de potencia progresiva de diseño (B) con la que se ha combinado una cantidad de cambio correspondiente a su vector de diferencia se establece como una nueva lente de partida de diseño de potencia progresiva (E).
- 65

9. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el sujeto es una persona que desea adquirir lentes para gafas, y la información biológica se mide en un comercio minorista de lentes para gafas o en un departamento de oftalmología.
- 5 10. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la información biológica medida en el comercio minorista de lentes para gafas o en el departamento de oftalmología se transmite a un lugar de procesamiento de lentes a través de un medio de comunicación, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el lugar de procesamiento de lentes.
- 10 11. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la etapa de cálculo de valores de evaluación se realiza con respecto a la información biológica medida en el comercio minorista de lentes para gafas o en el departamento de oftalmología, después de esto se transmite un valor de evaluación resultante a un lugar de procesamiento de lentes a través de un medio de comunicación, y la etapa de determinación de la forma de superficie de lente se realiza en el lugar de procesamiento de lentes.
- 15 12. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que la información biológica predeterminada es ondas cerebrales.
- 20 13. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que la información biológica predeterminada es al menos una seleccionada de una cantidad de hemoglobina oxigenada en la sangre del cerebro, una cantidad de hemoglobina desoxigenada en la sangre del cerebro, y una cantidad de hemoglobina total en la sangre del cerebro.
- 25 14. El método para diseñar lentes para gafas de potencia progresiva de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en el que el valor de evaluación se calcula basándose en una diferencia entre la información biológica medida y un patrón de referencia de información biológica asociada con el índice predeterminado.

Fig. 1

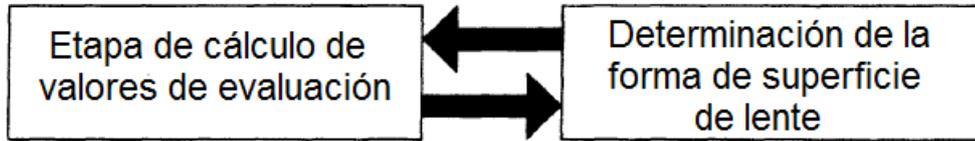


Fig. 2

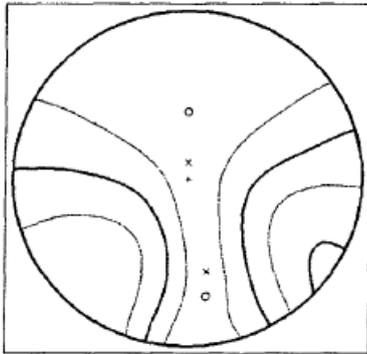


Fig. 3

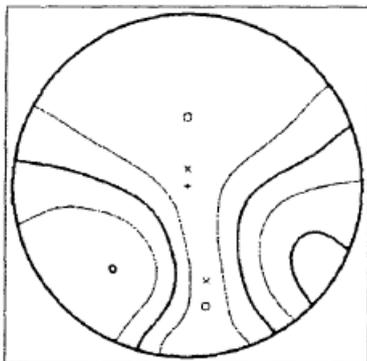


Fig. 4

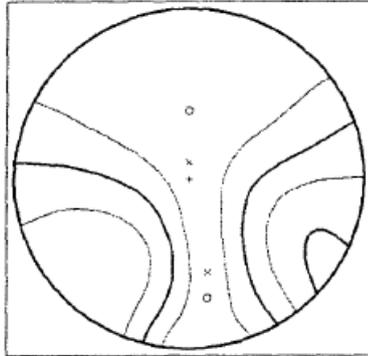


Fig. 5

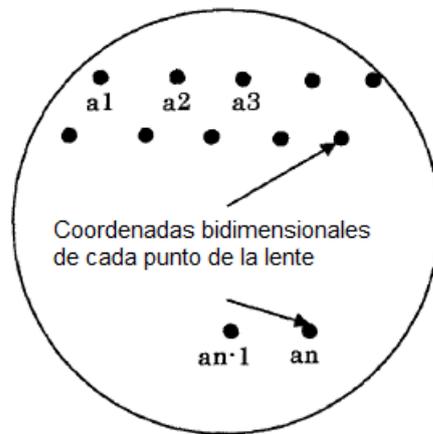


Fig. 6

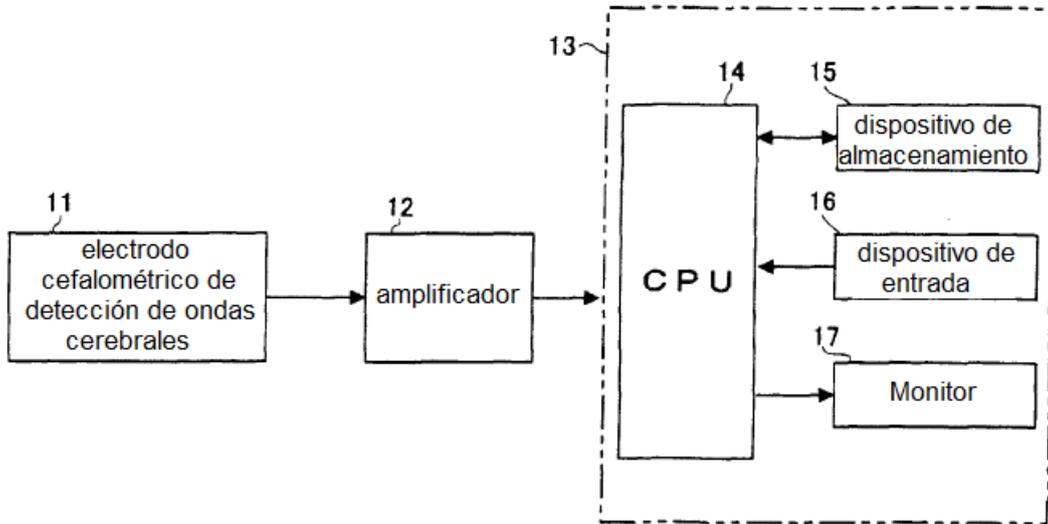


Fig. 7

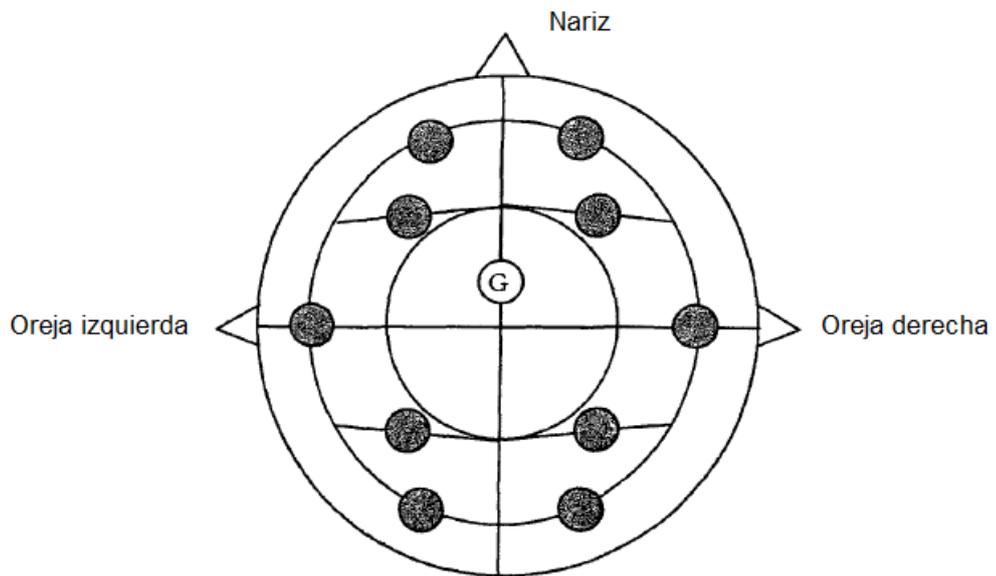
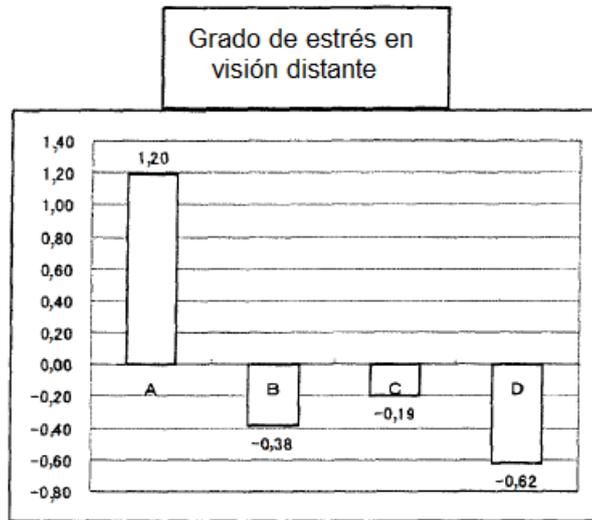
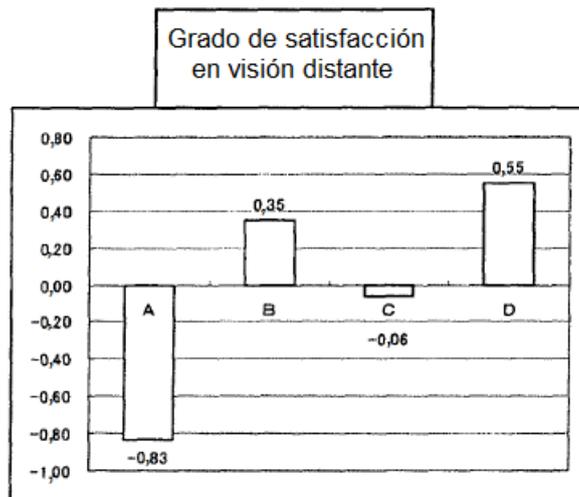


Fig. 8



(a)



(b)

Fig. 9

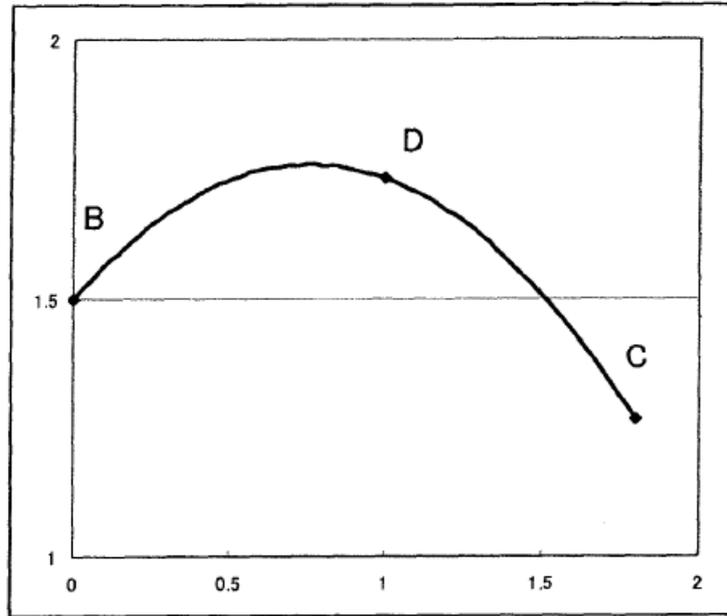


Fig. 10

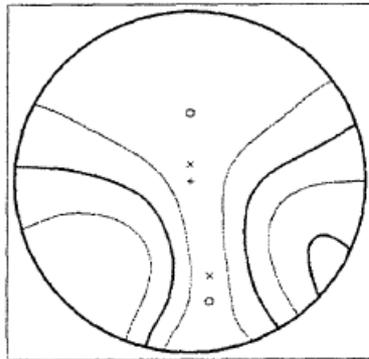


Fig. 11

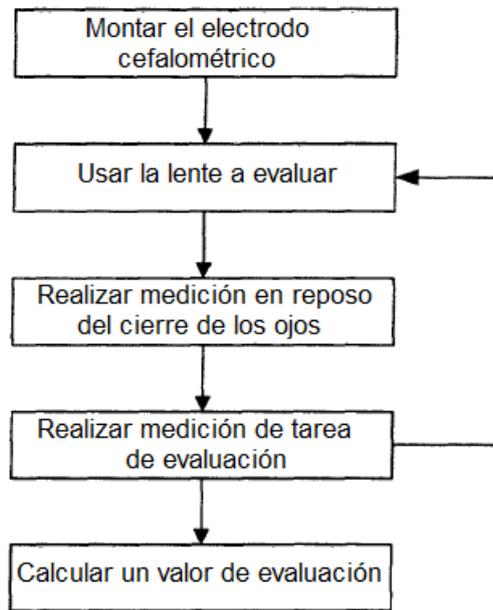


Fig. 12

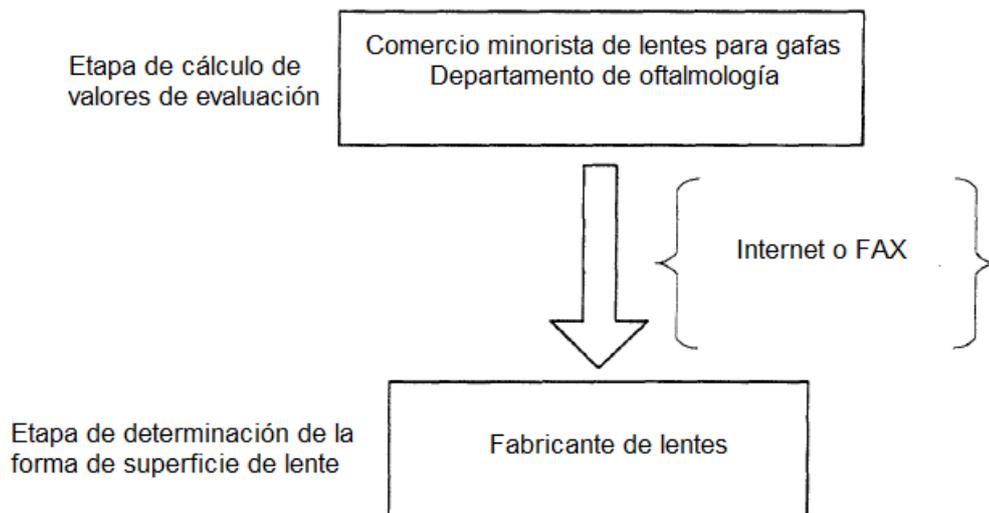


Fig. 13

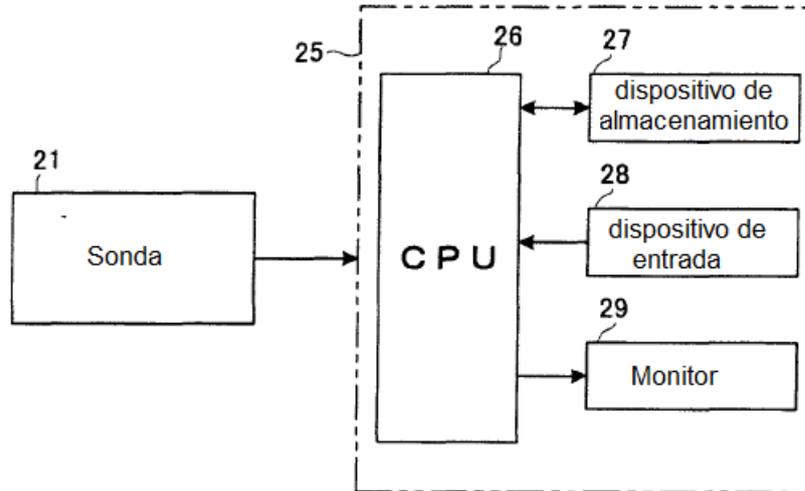


Fig. 14

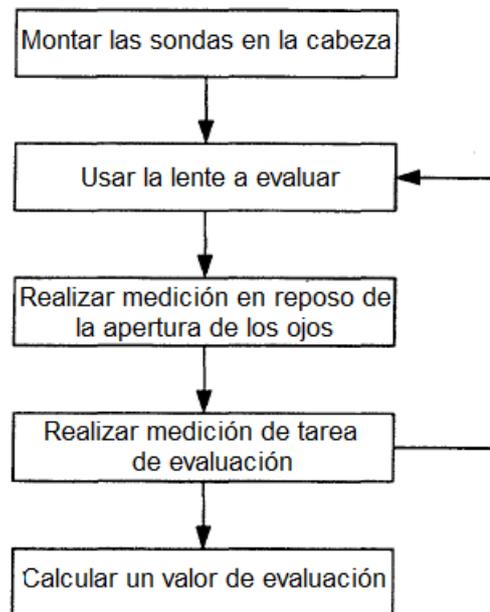


Fig. 15

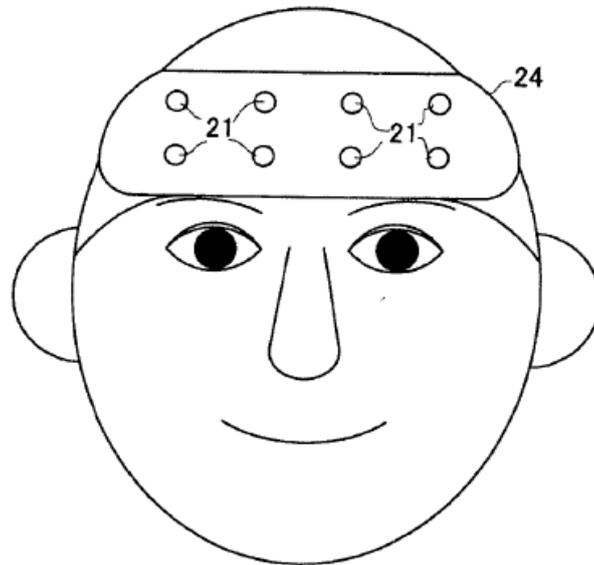


Fig. 16

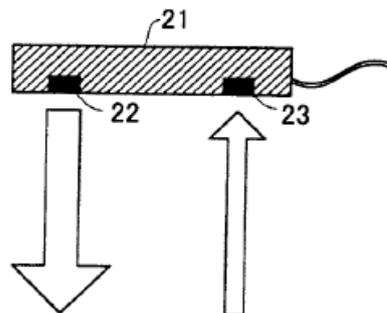


Fig. 17

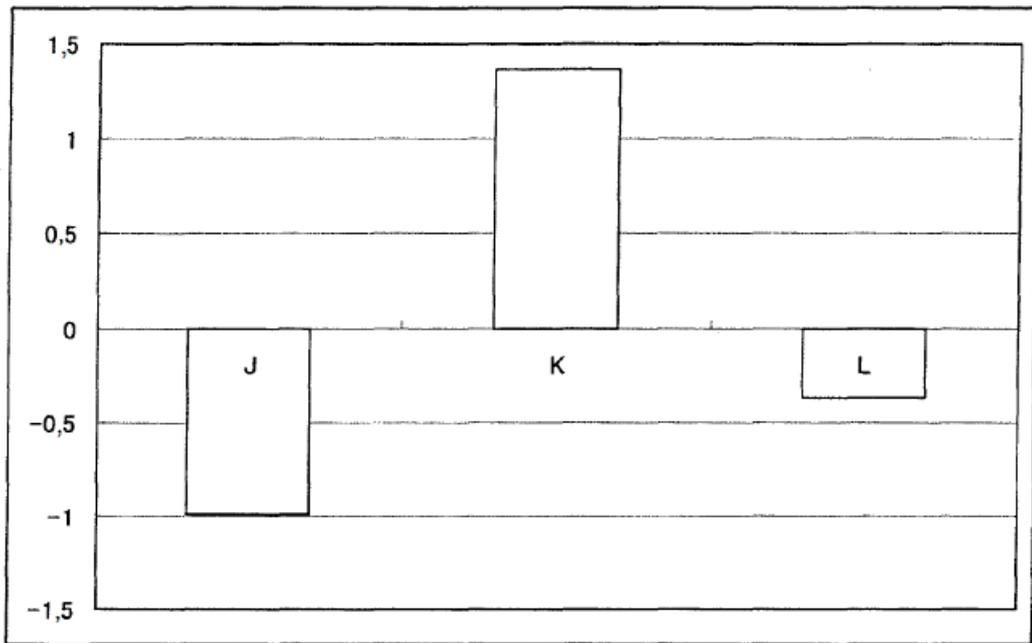


Fig. 18

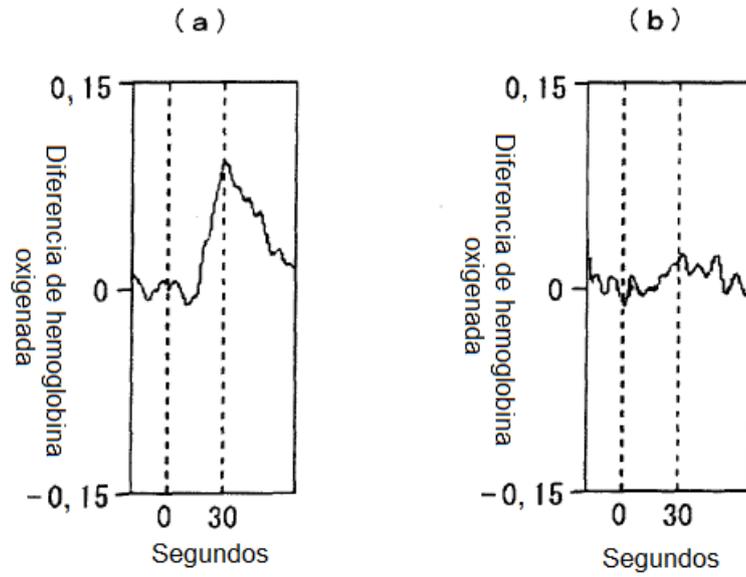


Fig. 19

