



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 339 530**

(51) Int. Cl.:
A61B 3/16 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **01978517 .9**

(96) Fecha de presentación : **09.10.2001**

(97) Número de publicación de la solicitud: **1335663**

(97) Fecha de publicación de la solicitud: **20.08.2003**

(54) Título: **Procedimiento y dispositivo de detección de modos propios de vibración de un ojo mediante interferometría láser, y su aplicación a la medición de la presión intraocular (PIO).**

(30) Prioridad: **10.10.2000 FR 00 12957**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
21.05.2010

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
21.05.2010

(73) Titular/es: **Centre Hospitalier Régional et
Universitaire de Lille
2, avenue Oscar-Lambret
59037 Lille Cédex, FR
Université des Sciences et Technologies de Lille,
Université du Droit et de la Santé de Lille y
IRIS Pharma**

(72) Inventor/es: **Zemmouri, Jaouad;
Dubois, Patrick;
Elena, Pierre-Paul;
Rouland, Jean-François y
Debut, Alexis**

(74) Agente: **Izquierdo Faces, José**

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

Procedimiento y dispositivo de detección de modos propios de vibración de un ojo mediante interferometría láser, y su aplicación a la medición de la presión intraocular (PIO).

La presente invención hace referencia a la detección de modos propios de vibración de un ojo. Se aplica preferentemente, aunque no exclusivamente, a la medición de la presión intraocular (PIO).

En el área de la oftalmología, la medición de la presión intraocular se utiliza, por ejemplo, para diagnosticar determinadas patologías oftalmológicas, de las cuales, la principal es el glaucoma ocular.

A día de hoy existen diferentes dispositivos de medición de la presión intraocular que pueden clasificarse en dos categorías principales: los tonómetros y los dispositivos de medición mediante interferometría láser. Entre los tonómetros de contacto se encuentran principalmente los tonómetros de indentación, como por ejemplo el tonómetro de Schiotz y los tonómetros de aplanación, de los cuales, el más extendido es el tonómetro de Goldman.

Los tonómetros de indentación utilizan un pistón que se utiliza para deformar la pared ocular, enfocándose en la córnea y la medición de la PIO se realiza midiendo la longitud de desplazamiento del pistón. El mayor inconveniente de la tonometría de indentación es que obliga a tener en cuenta la rigidez de la pared ocular, lo que supone una variabilidad de la medición de un ojo al otro. Por este motivo, se puede considerar que esta técnica de medición no es la más utilizada hoy en día.

Los tonómetros de aplanación utilizan el principio conocido según el cual la presión que existe en el interior de una cámara de presión esférica, como el ojo, está relacionada con la fuerza que es capaz de aplanar una superficie determinada de esta esfera.

Más en concreto, entre los tonómetros de aplanación, el tonómetro de Goldman está compuesto por un cono de aplanamiento de plástico que contiene un biprisma que transforma la imagen redonda de la córnea aplanada en dos semicírculos que coinciden en el momento de la aplanación de la córnea. Este cono de aplanamiento está unido por una varilla a un sistema que genera, gracias a un muelle calibrado, la fuerza necesaria para la aplanación y que convierte esta fuerza en milímetros de mercurio (mm-Hg). El principal inconveniente de este tonómetro es que su utilización resulta traumatizante para el ojo y dolorosa, ya que se ejerce una fuerza mecánica de deformación sobre la córnea. El resultado de ello es que la medición repetida sobre el mismo ojo puede producir una lesión del epitelio corneal y en la práctica este método debe ser utilizado necesariamente por un oftalmólogo y utilizando una anestesia local para el ojo, en forma de colirio anestésico. Igualmente, a pesar de una sensibilidad satisfactoria, las causas de error en la medición son numerosas debido a la variabilidad ligada a las lágrimas, a la adaptación, al grosor de la córnea.

El segundo tipo de tonómetro de aplanación, todavía denominado tonómetro sin contacto, utiliza un chorro de aire de corta duración para deformar la córnea justo para tornarla cóncava pero pasando por una fase donde la superficie aplanada de la córnea presenta el mejor ángulo de reflexión entre la fuente luminosa y un sensor optoelectrónico. Esto es lo máximo que se detecta y se considera como momento de medición. El tiempo transcurrido entre el comienzo del chorro de aire y la reflexión máxima sobre la córnea puede traducirse en un valor de presión intraocular. Este tipo de tonómetro implica otra vez, de forma perjudicial, una deformación mecánica de la córnea.

Más recientemente se han propuesto dispositivos de medición de la presión intraocular por interferometría láser, con la principal ventaja de que se evita ejercer una fuerza de presión mecánica sobre la córnea para deformarla durante la medición. Estos dispositivos se basan en hacer vibrar el ojo, por ejemplo, mediante una onda acústica y utilizando un interferómetro de tipo Michelson para detectar las frecuencias de los modos propios de vibración del ojo. Los trabajos han mostrado, en efecto, que existía una relación simple entre las frecuencias de los modos propios de vibración del ojo y la presión intraocular.

Un ejemplo de este tipo de dispositivo se describe en la solicitud de patente internacional WO-A-9321820. En este tipo de interferómetro, el haz de láser incidente principal se divide mediante un espejo divisor (referencia 46 del ejemplo de realización de la figura 2 de WO-A-9321820) en dos haces incidentes secundarios, orientados 90°, uno de los haces incidentes secundarios es reflejado por la superficie de la córnea del ojo, el otro haz incidente secundario es reflejado por un espejo (referencia 70 en el ejemplo de realización de la figura 2 de WO-A-9321820). Los dos haces devueltos y reflejados respectivamente por la córnea y por el espejo vuelven al espejo divisor donde interfieren. Un inconveniente importante de este dispositivo es que para obtener las interferencias, es imperativo que los haces devueltos sean perfectamente colineales. Se deduce que la córnea debe estar perfectamente alineada en relación al espejo divisor y que no es posible admitir la más mínima desalineación lateral o longitudinal de la córnea, lo que hace de la medición algo muy exigente en términos de posicionamiento del ojo. Igualmente se deduce que este dispositivo es extremadamente sensible a las más mínimas perturbaciones exteriores susceptibles de modificar muy ligeramente la alineación del sistema óptico y es especialmente sensible a los más mínimos movimientos y vibraciones mecánicas del dispositivo. Otro inconveniente de este tipo de dispositivo es que la detección de las frecuencias propias de vibración del ojo mediante la medición de la intensidad transmitida por el interferómetro necesita en la práctica la utilización de un láser de gran potencia, lo que conlleva el riesgo de lesionar la córnea. Finalmente, en la solicitud de patente internacional WO-A-9321820, la excitación del ojo para que comience a vibrar se realiza según un método

ES 2 339 530 T3

armónico de barrido de frecuencias de la onda acústica de excitación. Este método de excitación armónica presenta el inconveniente de que aumenta la duración de la medición y, sobre todo, la onda acústica puede dañar el tímpano.

La invención aspira a proponer un nuevo procedimiento de detección mediante interferometría láser, de uno o varios modos propios de vibración de un ojo pero que, en comparación con los métodos anteriormente citados, basados en la utilización de un interferómetro de tipo Michelson, presente principalmente las ventajas de ser menos exigente con el posicionamiento del ojo, que sea menos sensible a las perturbaciones exteriores y, especialmente, a las vibraciones mecánicas y que se pueda utilizar con un láser de menor potencia.

Más en concreto, las ventajas anteriormente citadas de la invención hacen posible la realización de un dispositivo de detección de tipo ambulatorio, pero precisando que la invención no está, sin embargo, limitada a este aspecto ambulatorio.

El proceso de detección de la invención consta de etapas que consisten en colocar el ojo en relación a un dispositivo de detección, procurando formar con dicho dispositivo una cavidad de Pérot-Fabry que conste de dos lados reflectantes opuestos según el eje óptico principal de la cavidad, estando uno de estos lados constituido por un elemento reflectante fijo y el otro estando formado por la córnea del ojo; inyectar en esta cavidad un haz de láser incidente; las alineaciones lateral y longitudinal de la córnea en relación al eje óptico principal de la cavidad estando realizadas de tal forma que se obtengan interferencias longitudinales entre los haces de láser de ida y vuelta reflejados entre los dos lados reflectantes de la cavidad; detectar mediante un sensor optoelectrónico la intensidad (I) en el tiempo de estas interferencias.

De forma característica, el haz de láser incidente se centra y alinea sobre el eje óptico principal de la cavidad de Pérot-Fabry.

Otras características y ventajas de la invención aparecen más claramente en la lectura de la descripción que hay a continuación de una variante de la realización, la cual se otorga a modo de ejemplo no limitativo y en referencia a los diseños adjuntados, en los cuales:

- La figura 1 es un esquema de principio de un aparato conforme a la invención que permite la medición de al menos una frecuencia propia de la vibración de un ojo y, por lo tanto, la medición de la presión intraocular (PIO),

- La figura 2 ilustra un ejemplo (conocido) de variación de las frecuencias de diferentes modos propios de la vibración de un ojo en función de la presión intraocular,

- Las figuras 3, 4, 5 y 6 ilustran un ejemplo de realización, en forma de módulos unidos, de un dispositivo de detección según la invención,

- La figura 7 ilustra un ejemplo particular de señal medida por el sensor de la invención y representativo de una frecuencia propia de la vibración del ojo de 300 Hz,

- La figura 8 representa el espectro de potencia de la señal de la figura 7 después de la de transformada de Fourier,

- La figura 9 es un gráfico que permite determinar en un caso particular la sensibilidad longitudinal del dispositivo de detección,

- La figura 10 es un esquema óptico simplificado que permite ilustrar los efectos de una desalineación lateral Δ_d del ojo,

- Las figuras 11 y 12 representan respectivamente la altura h y el ángulo α (para una ida y vuelta del haz luminoso en la cavidad de Pérot-Fabry) en función de la desalineación lateral Δ_d ,

- Las figuras 13 y 14 se pueden comparar respectivamente con las figuras 11 y 12, pero se incluyen para dos idas y vuelta del haz luminoso en la cavidad de Pérot-Fabry,

- La figura 15 ilustra un ejemplo de mira utilizada en una primera variante de realización para llevar a cabo la alineación lateral y la alineación longitudinal del ojo en relación al eje óptico principal del dispositivo de detección,

- La figura 16 es una representación esquemática de otra variante de realización de un aparato según la invención que utiliza los medios ópticos perfeccionados para controlar las alineaciones laterales y longitudinales del ojo.

El aparato de la figura 1 comprende:

- un dispositivo 1 que permite una detección optoelectrónica de la vibración de la córnea 2 de un ojo 3 mediante interferometría láser y que libera una señal eléctrica 4 temporal característica de la amplitud de la vibración de la córnea 2 en el tiempo,

- un sistema electrónico 5 de tratamiento de señales, concebido para, en una primera etapa, calcular el espectro de frecuencia de la señal temporal 4, por ejemplo, calculando la transformada de Fourier de la señal 4 y

para, en una segunda etapa, a partir de este espectro de frecuencia, determinar la frecuencia de al menos un modo propio de vibración del ojo.

La aportación de la invención reside esencialmente en el dispositivo de detección 1 descrito en detalle a continuación. Las dos etapas de cálculo, anteriormente citadas, realizadas por el sistema electrónico 5 y los medios necesarios para utilizarse y que conocen los expertos en el área del tratamiento de señales, no se detallan en la presente descripción.

Previamente a la descripción del dispositivo de detección 1, se recuerda que el ojo puede modelarse como una hetero-estructura de forma esférica, caracterizada por los coeficientes de elasticidad, viscosidad e impedancia. Si el ojo es excitado de forma mecánica, de la forma adecuada para que comience a vibrar, es posible excitar las frecuencias propias de la vibración de esta hetero-estructura. Ahora bien, estos modos propios de vibración están calculados mediante un modelado matemático del ojo y permiten cuantificar las variaciones de frecuencia propias en función de la presión intraocular. A modo de ejemplo, la figura 2 adjunta muestra la variación en frecuencias de los diferentes modos propios de vibración en función de la presión intraocular para un ojo modelado matemáticamente mediante un modelo lineal (curvas de puntos) o mediante un modelo no lineal (curvas de trazo continuo). Hoy en día se sabe que la medición de la frecuencia de la vibración de al menos un modo propio de vibración del ojo permite acceder a la medición de la presión intraocular mediante el calibrado utilizando técnicas conocidas. Preferiblemente se mide la frecuencia de vibración de los modos más elevados y, en particular, del modo (5) de la figura 2. Esta medición de la presión intraocular permite diagnosticar patologías oftalmológicas, de las cuales, la principal es el glaucoma ocular.

Dispositivo de detección optoelectrónico por interferometría láser

En referencia a la figura 1 y conforme a una característica esencial de la invención, el dispositivo de detección 1 consta de una parte óptica 6, que una vez colocada en relación al ojo forma un interferómetro de Pérot-Fabry que consta de una cavidad de reflexión de ondas, donde uno de los dos extremos está formado por la superficie externa 2a de la córnea 2 del ojo y un sensor optoelectrónico 7 que permite detectar la intensidad de la onda (I) transmitida a la salida por el interferómetro 6 y liberar la señal eléctrica 4 anteriormente citada en función de esta intensidad.

En referencia a las figuras 1 y 3 a 6, en una variante particular de la realización, el dispositivo de detección 1 está compuesto por nueve módulos, de la A a la I.

Módulo A: este módulo consta de un diodo láser de longitud de onda λ (siendo válidos, por ejemplo, 635 nanómetros) equipado con un sistema de estabilización de temperatura y potencia (1,9 mW). El diodo láser dispone de una óptica de colimación que limita la divergencia del haz de láser. Acepta una alimentación de 4,5 V mediante pila o de 5 V mediante alimentación exterior y una corriente de alimentación limitada a 60 mA.

Módulo B: este módulo está formado por una lámina de cuarto de onda (no representada en la figura 1) que permite polarizar de forma circular la radiación del diodo láser.

Módulo C: está formado por un espejo plano M1 cuyos coeficientes de reflexión R_1 y de transmisión T_1 en intensidad tienen unos valores respectivos de 98% y 2%. Su acción permite:

- limitar la pérdida de energía de la cavidad de Pérot- Fabry debido al bajo coeficiente de reflexión del ojo (R_3 : 2,5%) y mejorar así el contraste del sistema interferométrico;
- limitar la potencia del diodo láser a $(19,73 \pm 0,01) \mu W$ (valor medido detrás del espejo) a fin de poder responder a las normas de potencia admisible sobre el ojo.

Módulo D: está formado por un espejo divisor M2 cuyos coeficientes de reflexión R_2 y transmisión T_2 en intensidad tienen unos valores respectivos de 40% y 60%. Este espejo divisor M2 permite reducir una segunda vez la potencia del diodo láser haciéndolo pasar a $12,8 \mu W$ (valor medido detrás del paso de M2).

Módulo E: está formado por una lente de corrección plano-convexa 8 de focal (f) con un valor en particular de 30 mm. Su acción permite corregir la divergencia causada por la curvatura de la córnea del ojo. La elección de la focal se realiza en función de la reducción de la sensibilidad a la desalineación lateral del ojo en relación al eje óptico del sistema interferométrico. Por otro lado, la lente posee preferentemente un tratamiento antirreflectante de longitud de onda del láser, con el fin de evitar reflejos parásitos en el nivel de la lente que podrían causar un fenómeno de doble cavidad.

Módulo F: este módulo constituye un filtro de interferencia (no representado en la figura 1). Se trata de una placa dieléctrica de lados paralelos parcialmente reflectantes que no transmiten más que una banda espectral de radiación incidente. Más en concreto, en un ejemplo de realización, esta placa permite transmitir una banda espectral de 10 nanómetros centrada sobre la longitud de onda del láser, aislando así el sensor 7 de cualquier otra radiación óptica (como por ejemplo, de la iluminación) que no sea la del diodo láser del módulo A. Este filtro tiene preferentemente un tratamiento antirreflectante de longitud de onda del láser (635 nanómetros) en el lado opuesto (el que se encuentra al lado del sensor 7) con el fin de evitar cualquier reflejo parásito entre la superficie del sensor 7 y la del filtro de interferencia.

ES 2 339 530 T3

Módulo G: forma el sensor optoelectrónico 7 anteriormente citado. Más en concreto, este sensor es un sensor de avalanchas que presenta las siguientes características de funcionamiento, dadas por una temperatura de funcionamiento de 25°C y con una alimentación de +/-12V.

PARÁMETROS	VALORES	UNIDADES
diámetro de la superficie activa del sensor	3,0	mm
reacción espectral	400 a 1000	nm
pico de sensibilidad	800	nm
fotosensibilidad (800 nm, ganancia=1)	0,5	A/W
estabilidad de ganancia en temperatura (25° C +/- 10° C, ganancia = 30)	+/- 2,5 tipo +/- 5 máx.	%

PARÁMETROS	Mín.	Tipo	Máx.	Unidad
Frecuencia de corte superior	9	10	-	KHz
Frecuencia de corte inferior	-	DC	-	KHz
potencia equivalente de ruido a 800 nm (NEP)	-	0,02	0,04	Pw/Hz ^{1/2} @10MHz
resistencia del circuito equivalente	-	10	-	MΩ
sensibilidad fotoeléctrica (800 nm y ganancia = 30)	-1,4	-1,5	-1,6	10 ⁶ V/W
intensidad de entrada máxima	0,05	0,06	-	μW
intensidad mínima detectable	-	0,005	0,01	nW

Permite una integración en una gran superficie circular (diámetro 3,0 mm) para poder solucionar el problema de desalineación óptica del ojo. Posee una banda que pasa de 100 kHz y permite medir una potencia límite de 0,005, 10⁻⁹ W para la longitud de onda de 800 nm.

Módulo H: (figura 4) forma una montura tubular que consta de un tubo exterior H1 en el cual se inserta un tubo interno H2 y que permite soportar un dispositivo óptico (O) mediante un tornillo de sujeción V. La montura tubular H está concebida para ser ensamblada con otras monturas del mismo tipo, permitiendo así la elaboración de una estructura más compleja que alberga los diferentes dispositivos ópticos (O). Para la realización del dispositivo de detección 1 se utilizan cuatro monturas tubulares H que sirven de alojamiento respectivamente a la lámina de cuarto de onda (módulo B anteriormente citado), al espejo plano M1 (módulo C), a la lente plano-convexa 8 (módulo E) y al filtro de interferencias (módulo F).

Módulo I: (figura 5) este módulo permite ensamblar las monturas tubulares H según dos ejes perpendiculares y sirve de alojamiento al espejo divisor M2.

El ensamblaje de los diferentes módulos entre sí para constituir el dispositivo de detección 1 está representado en la figura 6.

En referencia a las figuras 1 y 6, el dispositivo de detección 1 forma un sistema óptico que consta de un eje óptico principal A1 y un eje óptico secundario A2 orientado 90° debido a la utilización del espejo divisor M2. El diodo láser (módulo A), la lámina de cuarto de onda (módulo B), el espejo plano M1, el espejo divisor M2 (módulo C) y la lente plano-convexa 8 (módulo E) se alinean de forma fija y precisa y se centran sobre el eje óptico principal A1. El espejo divisor M2 (módulo D), el filtro de interferencias (módulo F) y el sensor 7 (módulo G) se alinean de forma fija y precisa y se centran sobre el eje óptico secundario A2. En un ejemplo conciso de realización otorgado a título únicamente indicativo, las distancias L₁, L₂ y L₅ y L₆ (figura 3 y figura 1) tienen un valor de 2,5 cm y la distancia L₄ un valor de 5 cm.

Para detectar los modos propios de vibración de un ojo 3 mediante el dispositivo de detección 1 que se acaba de describir, se alinea sensiblemente (ver siguiente análisis sobre la sensibilidad lateral del dispositivo) el centro de la córnea 2 del ojo 3 sobre el eje óptico principal A1, posicionándolo longitudinalmente a una distancia L₃ predeterminada (ver siguiente análisis sobre la sensibilidad longitudinal del dispositivo) de modo que el módulo I y el módulo H (que sirve de alojamiento a la lente plano-convexa 8) forman una cavidad de Pérot-Fabry de eje óptico principal A1 y

uno de cuyos lados reflectantes según este eje óptico principal está constituido por el espejo plano M1 y cuyo otro lado reflectante opuesto está constituido por la córnea 2 del ojo 3, siendo la longitud L (distancia que separa la córnea del espejo plano M1) de esta cavidad de Pérot-Fabry variable y dependiendo de las amplitudes de vibración de la córnea 2 del ojo 3.

En referencia al esquema de principio de la figura 1, cuando está funcionando, el haz de láser entrante F (después de la polarización circular mediante la lámina de cuarto de onda anteriormente mencionada) se inyecta en el interior de la cavidad de Pérot-Fabry, pasando a través del espejo M1, atraviesa el espejo divisor M2 hasta alcanzar la superficie 2a de la córnea 2. Una parte de este haz incidente es reflejada por la córnea hasta el espejo divisor M2 en forma de haz de retorno F'. Este haz de retorno F' cuando alcanza el espejo divisor M2, es desviado, en parte, 90° por el espejo divisor M2 para formar el haz saliente F''; la otra parte del haz de retorno F' se transmite a través de M2 hasta el espejo plano M1, donde sufre una reflexión, etc...

La intensidad transmitida por esta cavidad de Pérot-Fabry de longitud L variable, es decir, la intensidad I del haz saliente F'' en relación a la intensidad I₀ (conocida) del haz de láser incidente F está dada por la siguiente fórmula:

$$(1) \quad \frac{I}{I_0} = \frac{T_1 R_2}{T_1 R_1 (1 - T_2 \sqrt{R_1 R_3})^2} * \frac{1}{1 + \frac{4 T_2 \sqrt{R_1 R_3}}{(1 - T_2 \sqrt{R_1 R_3})^2} \sin^2 \frac{2\pi}{\lambda} L}$$

La intensidad (I) al salir de la cavidad de Pérot-Fabry (señal 4 liberada por el sensor optoelectrónico 7) varía de forma periódica en función de la longitud L variable de la cavidad.

Para los múltiplos enteros de λ/2 (λ longitud de onda del láser), la intensidad es máxima y dada por la siguiente fórmula:

$$(2) \quad I_M = I_0 * \frac{R_2 T_1}{R_1 T_2 (1 - T_2 \sqrt{R_1 R_3})^2}$$

Para los múltiplos enteros y uno medio de λ/2, la intensidad es mínima y dada por la siguiente fórmula:

$$(3) \quad I_m = I_0 * \frac{R_2 T_1}{R_1 T_2 (1 - T_2 \sqrt{R_1 R_3})^2} * \frac{1}{1 + \frac{4 T_2 \sqrt{R_1 R_3}}{(1 - T_2 \sqrt{R_1 R_3})^2}}$$

Así, el período de la función de transferencia del interferómetro Pérot-Fabry corresponde a la mitad de la longitud de onda del haz de láser inyectado en la cavidad. Dicho de otra forma, para un diodo láser de longitud de onda λ, el interferómetro permite medir las variaciones de longitud L del orden de λ/2.

Las vibraciones de la córnea 2 se pueden comparar a una oscilación sinusoidal amortiguada (para tener en cuenta la presión ejercida por la órbita del ojo y de la de los músculos asociados al ojo). En este caso, la longitud L de la cavidad toma la forma:

$$(4) \quad L(t) = L_0 + I.e^{\frac{-t}{c}} . \sin(wt)$$

En esta fórmula (4):

- I representa la amplitud de vibración de la superficie 2a de la córnea 2,
- w es la frecuencia de vibración del ojo,
- c es el coeficiente de amortiguación.

De las consideraciones abajo expuestas se deduce que la intensidad (I) al salir de la cavidad de Pérot-Fabry es medida por el sensor optoelectrónico 7 (señal 4) y pasa por una sucesión de extremos a una cierta velocidad característica de la frecuencia de vibración de la córnea. A modo indicativo, en la figura 7 se encuentra ilustrado un ejemplo concreto de la señal 4 medida por el sensor y es representativo de una frecuencia propia de vibración del ojo de 300 Hz y con una amplitud inicial de oscilación de la córnea antes amortiguada de 0,5 μm.

Para acceder a la frecuencia de vibración de la córnea es suficiente con efectuar la transformada de Fourier de la señal 4 (primera etapa realizada por el sistema electrónico 5 de la figura 1). Así se obtiene un espectro de potencia de la señal 4, del tipo que se encuentra ilustrado en la figura 8. En este espectro se vuelve a encontrar un pico principal (P_1) que corresponde a la frecuencia de vibración de la córnea 2, así como los armónicos de esta frecuencia, caracterizados por los picos (P_2, P_3, P_4) de intensidad menor.

El ojo es un elemento no fijo de la cavidad de Pérot-Fabry; su alineación constituye un parámetro que varía de una medición a otra, por lo cual es conveniente definir unos límites de variación que no se deben superar para obtener la medida de los modos propios de vibración del ojo. La sensibilidad del dispositivo de detección 1, anteriormente descrito, en una desalineación longitudinal y en una desalineación lateral se va a abordar ahora de forma sucinta:

Sensibilidad longitudinal

El objetivo es determinar una gama de estabilidad que permita garantizar una refocalización del haz según el eje óptico principal A1 sobre sí mismo en la cavidad. Para la estabilidad longitudinal es necesario tener en cuenta la parte que está compuesta por el espejo plano M1 y el sistema ojo-lente 8. Sabiendo que en el dispositivo de detección 1 sólo la distancia ojo-lente 8 es variable, el estudio de la estabilidad longitudinal consiste en determinar la capacidad de la cavidad de Pérot-Fabry (formada por el espejo plano M1 y el sistema ojo-lente 8) de confinar la radiación en función de la distancia ojo-lente 8 (distancia L_3 de la figura 1).

La cavidad de Pérot-Fabry es estable longitudinalmente después de n idas y vueltas, el haz es refocalizado sobre sí mismo. Modelando el ojo mediante un espejo esférico divergente de rayo de curvatura R , la matriz de transferencia de esta cavidad de Pérot-Fabry, que permite calcular las coordenadas del rayo luminoso después de n idas y vueltas en la cavidad en función de las coordenadas iniciales a la entrada de la cavidad, es:

$$(5) \quad M = \frac{1}{\sin \theta} \begin{bmatrix} A \sin n\theta - \sin(n-1)\theta & B \sin \theta \\ C \sin \theta & D \sin n\theta - \sin(n-1)\theta \end{bmatrix}$$

con una parte:

$$(6) \quad A = \left(1 - \frac{L_3}{f}\right) * \left[\left(1 - \frac{L}{f}\right) \left(1 + \frac{2L_3}{R}\right) + \frac{2L}{R} \right] - \frac{1}{f} \left[L_3 \left(1 - \frac{L}{f}\right) + L \right]$$

$$(7) \quad B = \left[\left(1 - \frac{L}{f}\right) \left(1 + \frac{2L_3}{R}\right) + \frac{2L}{R} \right] \left[L \left(1 - \frac{L_3}{f}\right) + L_3 \right] + \left(1 - \frac{L}{f}\right) \left[L_3 - \left(1 - \frac{L}{f}\right) + L \right]$$

$$(8) \quad C = \left[-\frac{1}{f} \left(1 + \frac{2L_3}{R}\right) + \frac{2}{R} \right] \left(1 - \frac{L_3}{f}\right) - \frac{1}{f} \left(1 - \frac{L_3}{f}\right)$$

$$(9) \quad D = \left[L \left(1 - \frac{L_3}{f}\right) + L_3 \right] \left[\frac{2}{R} - \frac{1}{f} \left(1 + \frac{2L_3}{R}\right) \right] + \left(1 - \frac{L_3}{f}\right) \left(1 - \frac{L}{f}\right)$$

Y con otra parte:

$$(10) \quad \cos \theta = \frac{1}{2} (A + D)$$

ES 2 339 530 T3

Se recuerda que las distancias L y L_3 de más arriba son las indicadas en la figura 1 y que el parámetro (f) representa la distancia focal de la lente 8.

Para que la cavidad sea estable es necesario que θ sea real. Esta condición de estabilidad es equivalente a la condición: $|A+D| \leq 2$.

En la figura 9 se representa la curva $A+D$ en función de la distancia ojo/lente 8 (L_3) para una distancia focal f de la lente 8 con un valor de 30 mm. En este gráfico se puede constatar que en este caso particular, la zona de estabilidad se obtiene para una L_3 comprendida entre 22 mm y 30 mm. Para un buen funcionamiento del dispositivo de detección 1, en este caso, basta con garantizar que el ojo se mantiene a la distancia L_3 , comprendida en la zona de estabilidad anteriormente citada.

Sensibilidad lateral

La alineación lateral del ojo con el eje óptico principal A1 de la cavidad de Pérot-Fabry es primordial para obtener una señal de interferencia en el sensor 7. El objetivo del siguiente estudio de la sensibilidad lateral es, por un lado, determinar un umbral límite de tolerancia a la desalineación lateral y por otro, concebir un sistema de alineación del ojo que tenga en cuenta esta sensibilidad lateral.

En referencia al esquema óptico de la figura 10, el parámetro que caracteriza esta desalineación lateral es la distancia Δ_d , la cual tiene una influencia sobre la altura h y el ángulo α del rayo de retorno sobre el espejo plano M1. En las figuras 11 y 12 se han representado respectivamente la altura h y el ángulo α tras una ida y vuelta del haz luminoso en la cavidad, en función de la desalineación lateral Δ_d en relación al eje óptico A1 para una distancia focal f con un valor de 30 mm, y éste para varias distancias ojo-lente 8 (distancia L_3) en mm. Las figuras 13 y 14 son comparables, respectivamente, a las figuras 11 y 12, excepto en las dos idas-vueltas del haz luminoso dentro de la cavidad. En la práctica, no es necesario considerar más de dos idas y vueltas del haz, puesto que más allá las amplitudes de las ondas que interfieren se vuelven irrelevantes.

Los resultados de las figuras 11 a 14 muestran que el dispositivo de detección 1 es muy sensible a la desalineación lateral. Una desalineación lateral de 0,5 mm del ojo respecto al eje óptico hace divergir el haz de retorno en un ángulo entre 2° a 0° según esté ubicado el ojo a una distancia L_3 de la lente 8 comprendida entre 22 mm y 30 mm. Esta divergencia se traduce en una altura de haz h en el nivel del espejo plano M1 que puede alcanzar los 4 mm. Se puede considerar que la cavidad es estable si la altura h es inferior a la anchura (más comúnmente denominada "waist") del haz dentro de la cavidad. En consecuencia, en el caso concreto de las figuras 11 a la 14 y con un haz de anchura media de 3 mm, se puede considerar que el dispositivo es estable hasta una desalineación lateral Δ_d de 0,3 mm y que a partir de ahí la cavidad de Pérot-Fabry se vuelve inestable.

Optimización del dispositivo de detección para reducir la sensibilidad a la desalineación lateral

La reducción de la sensibilidad lateral puede obtenerse primeramente mediante la reducción de la longitud L de la cavidad de Pérot-Fabry. Una cavidad más corta permite limitar los efectos de divergencia del haz de retorno (parámetros h y α) inducidos por la desalineación lateral del ojo.

Una reducción de la sensibilidad lateral más considerable se puede obtener igualmente seleccionando una lente 8 que posea una distancia focal corta (f). Los cálculos efectuados para una distancia focal de 20 mm (en lugar de los 30 mm anteriores) muestran una disminución de la altura h de más de 1 mm para una ida y vuelta y de más de 5 mm para dos idas y vueltas. De esta forma, la elección de una distancia focal de 20 mm para la lente 8 permite alinear el ojo en relación al eje óptico con una precisión menos exigente de 0,5 mm. A la inversa, para ilustrar la importancia de la distancia focal de la lente 8 sobre la sensibilidad lateral, si equipamos el dispositivo de detección 1 con una lente 8 de distancia focal con un valor de 50 mm, la alineación del ojo con el eje óptico deberá realizarse con una precisión inferior a 0,15 mm.

En conclusión, si se elige de forma acertada una distancia focal corta para la lente 8 (por ejemplo, 20 mm) y una cavidad de longitud L corta, se optimiza la sensibilidad lateral del dispositivo.

Perfeccionamiento del dispositivo de detección 1: mira que permite las alineaciones lateral y longitudinal

En la figura 15 se ha representado la imagen de una mira a escala 1 que comprende una cruz 9 que se utiliza para alinear lateralmente el ojo con el eje óptico y un círculo 10 que se utiliza para alinear longitudinalmente el ojo en relación a la lente 8 (distancia L_3). Esta mira se coloca en la cavidad de Pérot-Fabry, entre el elemento reflectante M1 y la lente (8) y más en concreto, entre el espejo divisor M2 y la lente 8, preferentemente en el nivel del plano focal de la lente 8, con el fin de que la imagen de la mira que observa el ojo a través de la lente 8 resulte lo menos fatigante posible. Un ojo normal no tendría que acomodarse. La mira se encuentra en el trayecto del haz. Ésta está formada por una lámina transparente que posee un coeficiente de reflexión con una longitud de onda λ del láser, la menor posible, con el fin de no disminuir el nivel de la intensidad transmitida por la cavidad. Con este fin, por ejemplo, la lámina se tratará con un antirreflectante de longitud de onda del láser.

Alineación lateral

Cuando el ojo observa la imagen virtual de la cruz 9 de la mira a través de la lente 8, las aspas de la cruz se deforman cuando el ojo no está alineado con el eje óptico de la lente 8 (es decir, el eje óptico A1 de la cavidad). Esta deformación es aún más importante cuando la distancia focal (f) de la lente es corta.

Alineación longitudinal

La distancia mínima L_3 (valor inferior de la zona de estabilidad longitudinal anteriormente definida) está fijada por la longitud de la montura tubular en la cual se inserta la lente 8. Por lo tanto, para la alineación longitudinal es suficiente con poder aumentar la distancia L_3 (distancia ojo-lente 8) al valor máximo autorizado (30 mm en el ejemplo anteriormente citado) de la zona de estabilidad longitudinal del dispositivo. A este efecto, el diámetro del círculo 10 de la mira se determina en función de este valor máximo autorizado de L_3 , de forma que el ojo 3 pueda observarlo a través de la lente 8 cuando el ojo está situado a una distancia L_3 de la lente 8 inferior al valor máximo de la zona de estabilidad. A modo de ejemplo, para un valor máximo de 30 mm, el diámetro del círculo 10 será de 1 cm.

Utilización del dispositivo de detección

Mediante la mira se comienza por alinear el ojo lateralmente en relación a eje óptico A1 de la cavidad de Pérot-Fabry (corrección de la alineación lateral hasta que la cruz 9 de la mira no aparezca deformada) y longitudinalmente en relación con la lente (corrección de la distancia L_3 hasta que el ojo pueda observar el círculo 10 de la mira. Para las correcciones de la posición del ojo, el dispositivo podrá estar fijado sobre un aparato que permita un ajuste preciso de la posición del dispositivo 1 en un espacio tridimensional y que conste de un sistema de inmovilización de la cabeza del paciente en este espacio para evitar cualquier desplazamiento parásito que no sea el del dispositivo de detección (por ejemplo, una mentonera con palanca de mando para desplazar el dispositivo de detección 1). Sin embargo, esto no es limitativo de la invención. Es, en efecto, igualmente considerable concebir un dispositivo de detección que sea de tipo ambulatorio, sabiendo, en particular, que la mira permite a una persona no iniciada validar fácilmente las alineaciones lateral y longitudinal de su ojo en relación al eje óptico A1 del dispositivo.

Una vez que el ojo se ha alineado longitudinal y lateralmente, se realiza una excitación mecánica del mismo para que comience a vibrar. Esta excitación puede ser de tipo armónico o, preferentemente, de tipo impulsivo, sabiendo que el dispositivo de detección puede utilizarse con cualquiera de estos métodos de excitación. En el primer caso (método armónico) el ojo se excita mecánicamente, por ejemplo, mediante una onda sonora transmitida hasta la cavidad ocular y realizando un barrido de frecuencias. Sin embargo, este método armónico presenta el inconveniente de ser largo y traumatizante para el paciente. Por lo tanto, es preferible la utilización del método impulsivo que consiste en someter al ojo a un impulso breve, parecido a un delta de Dirac que cubre todo el espectro de frecuencias de excitación. Esta excitación de tipo impulsivo puede, por ejemplo, obtenerse mediante un impacto breve y ligero sobre el cráneo del paciente, cerca del alojamiento del ojo. De forma aún más ventajosa e inesperada, según la invención, se ha observado y validado que puede obtenerse mediante un simple pestañeo del párpado, o eventualmente, varios pestañeos cortos y repetidos del párpado. Esto se puede explicar por el hecho de que en el parpadeo, el párpado roza la parte anterior del ojo (córnea, bulbo conjuntivo e indirectamente la esclera). Este breve roce puede así parecerse a una excitación mecánica impulsiva del ojo.

La invención no está limitada al dispositivo particular de detección que se ha descrito en referencia a las figuras adjuntas. En general, la lente de corrección plano-convexa 8 podría sustituirse por cualquier lente convergente. En otra variante de la realización, el espejo (M1) podría sustituirse por una lente plano-convexa cuyo lado plano sería tratado de forma que permitiera la reflexión del haz de láser en la cavidad de Pérot-Fabry. En otra variante de la realización, la cavidad de Pérot-Fabry podría realizarse mediante una fibra óptica, más en concreto, esta fibra óptica estaría equipada en uno de sus extremos de una micro-lente que cumpliría la misma función que la lente de corrección 8 del dispositivo de detección anteriormente descrito. La fibra óptica constaría, por ejemplo, de una red de Bragg que cumpliría la misma función que el espejo M1. Esta variante con fibra óptica permite ventajosamente concebir un dispositivo de detección de tamaño reducido de tipo ambulatorio.

En la figura 16 se ha representado una variante de la realización que consta de los medios perfeccionados para controlar las alineaciones lateral y longitudinal del ojo respecto al eje óptico principal (A1). Estos medios perfeccionados constan de:

- una fuente luminosa S que, una vez puesta bajo tensión, emite un haz incoherente que no resulta peligroso para el ojo. Se trata, por ejemplo, de una fuente de luz blanca equipada de fábrica con un vidrio mate 16;

- una lámina semirreflectante 13 que está alineada con el espejo divisor M2, según el eje óptico secundario A2, y con la fuente luminosa S según un eje óptico A'1 paralelo al eje principal A1, y que permite por un lado dirigir el haz luminoso proveniente de la fuente S en dirección al espejo divisor M2, estando dicho haz ya dirigido hacia el ojo según el eje óptico principal A1, después de haber atravesado la lente 8, y por otro lado, dejar pasar con destino al sensor 7 (eje óptico secundario A2) al haz de retorno reflejado por el ojo;

- una lente 14 convergente (por ejemplo, plano-convexa) de distancia focal f' , centrada sobre el eje óptico A'1 y colocada entre la fuente S y la lente semirreflectante 13;

- dos miras 11 y 12 (o retículas) no orientadas, por ejemplo, en forma de cruz, dispuestas a ambos lados de la lente 14 y centradas sobre el eje óptico de la lente 14, la mira 11 estando, más en concreto, centrada sobre el eje óptico secundario (A2) entre la lente semirreflectante 13 y el espejo divisor M2, y estando la mira 12 centrada sobre el eje óptico A'1 entre la fuente S y la lente 14.

Preferentemente, las dos miras 11 y 12 son idénticas y están colocadas a una distancia ($2f'$) de la lente 14 (distancia d_1 para la mira 12 y camino óptico ($d_2 + d_3$) para la mira 11). Preferentemente, la mira 11 está colocada a una distancia ($2f$) de la lente de corrección 8 [figura 16/camino óptico ($d_4 + d_5$)]. En la variante preferente de la realización de la figura 16, la distancia focal (f) de la lente de corrección 8 es igual a la distancia focal f de la lente 14. Esta característica no es, sin embargo, indispensable.

Más en concreto, la puesta en tensión de la fuente luminosa S por un lado y del diodo láser (módulo A) por otro está controlada por un contactor 17 de dos posiciones: una primera posición (ilustrada en trazo continuo) en la cual sólo se alimenta la fuente S y una segunda posición (ilustrada en trazo discontinuo) en la cual sólo se alimenta el diodo láser.

Los ajustes de la alineación longitudinal y transversal del ojo se realizan exclusivamente mediante la fuente luminosa S. El diodo láser no está funcionando durante estos ajustes.

Ajuste de la alineación lateral del ojo en relación al eje óptico (A1)

Mientras la fuente luminosa S esté alimentada, emite destellos sobre las dos miras 11 y 12 y la alineación lateral del ojo se obtiene cuando el ojo 2 confunde las dos miras 11 y 12.

Ajuste de la alineación longitudinal del ojo según el eje óptico (A1)

La alineación longitudinal óptima del ojo se obtiene cuando la intensidad luminosa detectada por el sensor 7 es superior a un umbral predeterminado y, preferentemente, cuando alcanza su nivel máximo. Con este objetivo, en referencia a la figura 16, un circuito comparador 18 efectúa una comparación entre la señal 4 liberada por el sensor 7 y un umbral predeterminado, preferentemente ajustable, y controla la activación de un indicador 19 validando para el usuario una alineación longitudinal correcta (por ejemplo, el encendido de un diodo electroluminiscente) cuando la amplitud de la señal 4 supera el umbral.

Una vez que las alineaciones lateral y longitudinal del ojo se han realizado, el usuario puede, mediante el contactor 17, operar el diodo láser para medir la PIO. Esta variante de la figura 16 ofrece la ventaja de simplificar el control del reglaje de la alineación lateral y longitudinal del ojo, previa a la medición, y ofrece así este control al alcance del usuario, sin que sea necesario llamar a un tercero especialista, como, en concreto, un médico oftalmólogo.

En una variante preferente de la realización, la fuente luminosa S es una fuente de luz blanca. Esta característica no es, sin embargo, limitativa. Puede utilizarse una fuente luminosa que presente un espectro de frecuencia reducido centrado en una longitud de onda dada y que no sea traumatizante para el ojo (por ejemplo, una fuente roja). En este caso, cuando el sensor optoelectrónico 7 está equipado en la entrada con un filtro de interferencias (no representado en la figura 1 ó 16); es conveniente asegurarse de que este filtro de interferencias permite transmitir un rayo proveniente de la fuente S.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de detección de al menos un modo propio de vibración de un ojo mediante interferometría láser. Dicho procedimiento consta de las siguientes etapas que consisten en:

- colocar el ojo (3) en relación a un dispositivo de detección (1) de manera que forme con este dispositivo una cavidad de Pérot-Fabry de eje óptico principal (A1) y que conste de dos lados reflectantes opuestos según el eje óptico principal (A1). Uno de estos lados está constituido por un elemento reflectante (M1) fijo y el otro está formado por la córnea (2) del ojo (3);
- inyectar en esta cavidad un haz de láser (F) incidente, las alineaciones lateral y longitudinal de la córnea (2) en relación al eje óptico principal (A1) están realizadas de forma que se obtengan interferencias longitudinales entre los haces de láser de ida y vuelta reflejados entre los dos lados reflectantes de la cavidad (M1, 2); y
- detectar mediante un sensor optoelectrónico (7) la intensidad (I) en el tiempo de estas interferencias, dicho procedimiento está **caracterizado** porque el haz de láser (F) incidente está alineado y centrado sobre el eje óptico principal (A1) de la cavidad de Pérot-Fabry.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, **caracterizado** porque entre el ojo (3) y el elemento reflectante (M1) se interpone una lente de corrección (8) convergente centrada sobre el eje óptico principal (A1) y que permite reducir la sensibilidad a la desalineación lateral del ojo en relación al eje óptico principal (A1).

3. Procedimiento según la reivindicación 2, **caracterizado** porque la lente de corrección (8) posee una distancia focal (f) corta inferior a 50 mm y preferentemente inferior a 30 mm.

4. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a la 4, **caracterizado** porque se utiliza una mira (9) colocada en la cavidad de Pérot-Fabry y centrada sobre el eje óptico principal (A1) y porque el ojo se alinea lateralmente en relación al eje óptico principal (A1) de forma que la mira que ve el ojo no esté deformada.

5. Procedimiento según las reivindicaciones 2 y 4 **caracterizado** porque la mira (9) está colocada entre el elemento reflectante (M1) y la lente de corrección (8), en el plano focal de la lente de corrección (8).

6. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a la 4 **caracterizado** porque se utiliza una mira (10) colocada en la cavidad de Pérot-Fabry y centrada en el eje óptico principal (A1) y porque el ojo se alinea longitudinalmente según el eje óptico principal (A1) de forma que la mira (10) sea visible para el ojo.

7. Procedimiento según las reivindicaciones 2 y 6 **caracterizado** porque la mira (10) está colocada entre el elemento reflectante (M1) y la lente de corrección (8), en el plano focal de la lente de corrección (8).

8. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a la 4 **caracterizado** porque se utiliza una lente convergente (14) y dos miras (11, 12) colocadas a cada lado de la segunda lente (14) y centradas sobre el eje óptico de dicha lente (14) y porque para controlar la alineación lateral del ojo en relación al eje óptico principal (A1) las dos miras (11, 12) se iluminan mediante un haz luminoso incoherente y el ojo se alinea lateralmente en relación al eje óptico principal (A1) de forma que las imágenes de las dos miras que ve el ojo (3) estén superpuestas.

9. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a la 4 **caracterizado** porque se utiliza una lente convergente (14) y dos miras (11, 12) colocadas a cada lado de la segunda lente (14) y centradas sobre el eje óptico de la lente (14) y porque para controlar la alineación longitudinal del ojo según el eje óptico principal (A1) las dos miras (11, 12) se iluminan mediante un haz luminoso incoherente y se controla la intensidad del haz de retorno reflejado por el ojo.

10. Procedimiento según la reivindicación 8 ó 9 **caracterizado** porque las dos miras (11, 12) son idénticas y se colocan a una distancia (2f) de la lente (14), siendo f la distancia focal de la lente (14).

11. Procedimiento según la reivindicación 2 y según una de las reivindicaciones 8 a la 10 **caracterizado** porque una (11) de las dos miras está colocada a una distancia (2f) de la lente de corrección (8), siendo f la distancia focal de esta lente.

12. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a la 11 **caracterizado** porque una vez alineado el ojo longitudinal y lateralmente en relación al eje óptico principal (A1), se hace vibrar la córnea mediante uno o varios pestaños repetidos del párpado.

13. Dispositivo de detección mediante interferometría láser de al menos un modo propio de vibración de un ojo. Dicho dispositivo consta de:

- una cavidad de Pérot-Fabry de eje óptico principal (A1), donde una de sus dos caras reflectantes está formada por un elemento reflectante (M1) alineado sobre el eje óptico (A1) y cuya otra cara reflectante está formada, cuando se utiliza el dispositivo, por la córnea (2) del ojo (3) donde se desea detectar al menos un modo propio de vibración;

ES 2 339 530 T3

- una fuente de láser que permite emitir un haz de láser (F) incidente sobre la cavidad de Pérot-Fabry; y

5 - un sensor optoelectrónico (7) para detectar la intensidad (I) de las interferencias longitudinales entre los haces de ida y vuelta reflejados según el eje óptico principal (A1) entre los dos lados reflectantes (M1, 2) de la cavidad de Pérot-Fabry,

 dicho dispositivo se **caracteriza** porque la fuente láser está colocada de forma que el haz de láser (F) incidente esté alineado y centrado sobre el eje óptico principal (A1) de la cavidad.

10 14. Dispositivo de detección según la reivindicación 13 **caracterizado** porque consta de una lente de corrección (8) convergente, colocada entre los dos lados reflectantes de la cavidad de Pérot-Fabry, centrada sobre el eje óptico principal (A1) y que permite reducir la sensibilidad a la desalineación lateral del ojo.

15 15. Dispositivo según la reivindicación 14, **caracterizado** porque la lente de corrección (8) posee una distancia focal (f) corta inferior a 50 mm y preferiblemente, inferior a 30 mm.

20 16. Dispositivo según la reivindicación 13 **caracterizado** porque para controlar la alineación longitudinal del ojo según el eje óptico principal (A1) y/o la alineación lateral del ojo en relación al eje óptico principal (A1) se utiliza una mira (9, 10) colocada sobre el eje óptico principal (A1) entre los dos lados reflectantes de la cavidad de Pérot-Fabry.

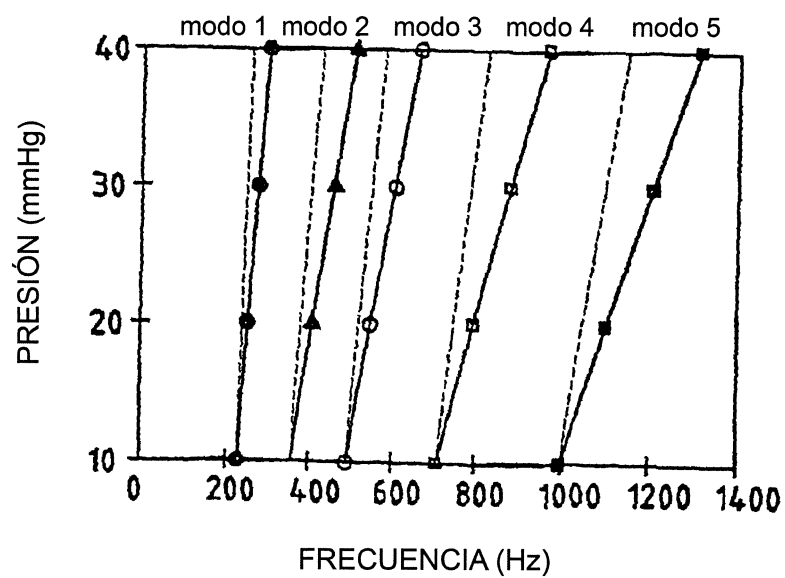
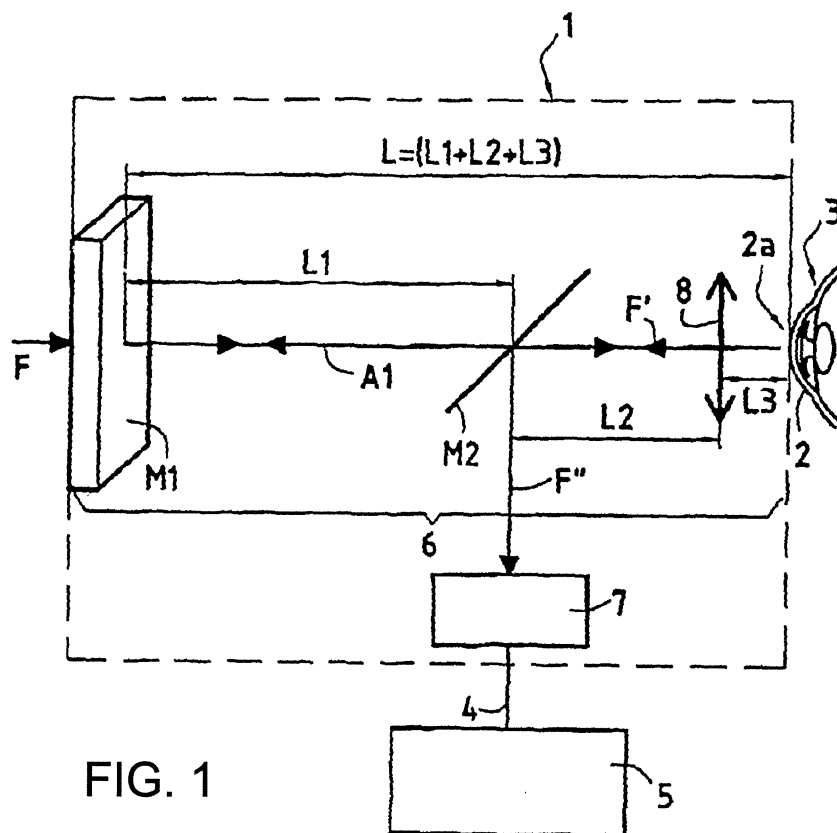
 17. Dispositivo según las reivindicaciones 14 y 16 **caracterizado** porque la mira (9, 10) está colocada entre el elemento reflectante (M1) y la lente de corrección (8), dentro del plano focal de la lente de corrección (8).

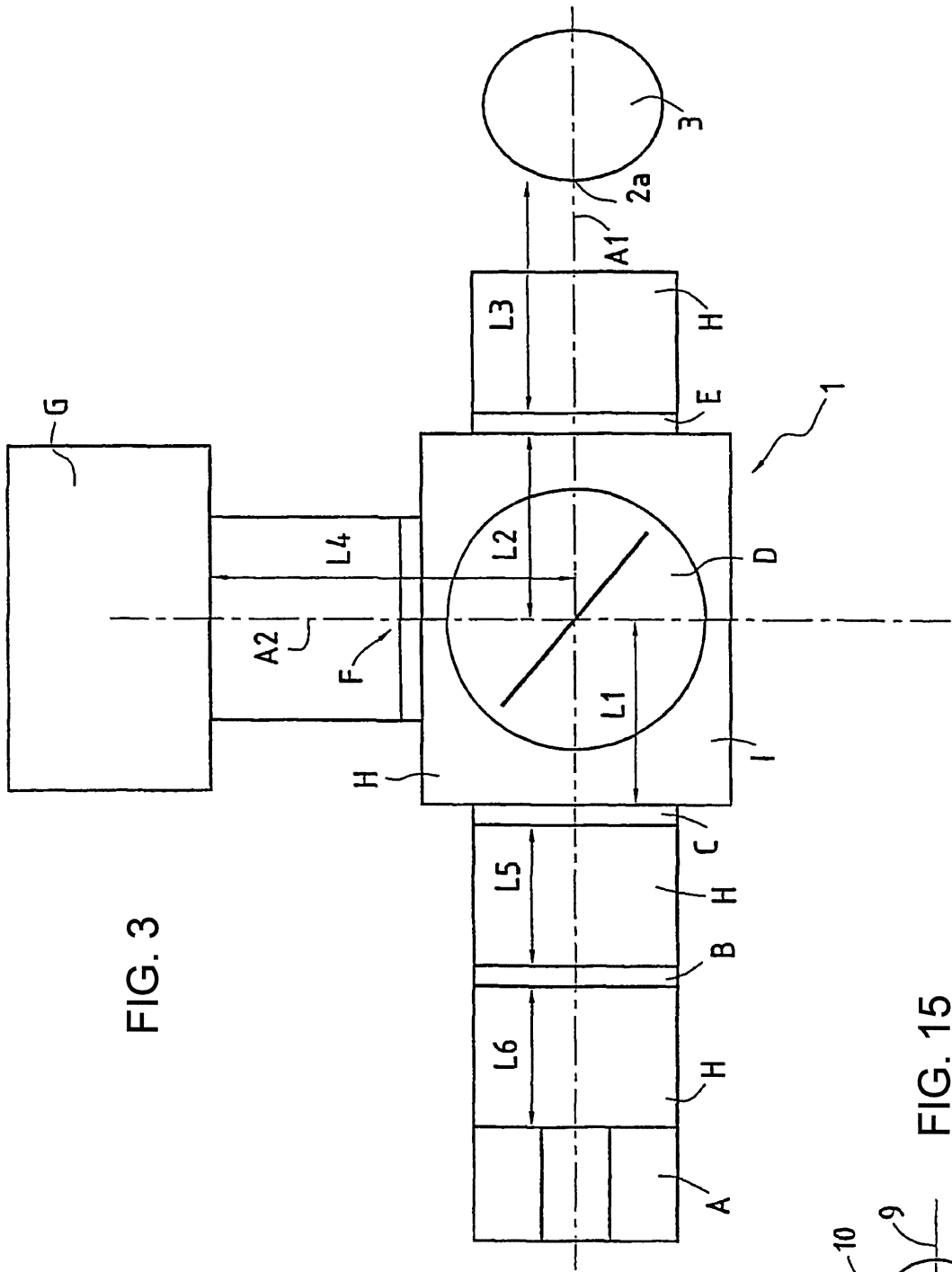
25 18. Dispositivo según la reivindicación 13 **caracterizado** porque para controlar la alineación longitudinal del ojo según el eje óptico principal (A1) y/o la alineación lateral del ojo en relación al eje óptico principal (A1), está compuesto por una lente convergente (14) y dos miras (11, 12) colocadas a ambos lados de la segunda lente (14) y centradas sobre el eje óptico de la lente (14), y una fuente luminosa que permite iluminar las dos miras (11, 12) mediante un haz luminoso incoherente.

30 19. Dispositivo según la reivindicación 18 **caracterizado** porque las dos miras (11, 12) son idénticas y están colocadas a una distancia (2f) de la lente (14), siendo f' la distancia focal de la lente (14).

35 20. Dispositivo según las reivindicaciones 14 y 18 **caracterizado** porque una (11) de las dos miras está colocada a una distancia (2f) de la lente de corrección (8), siendo f la distancia focal de esta lente.

 21. Procedimiento de medición de la presión intraocular de un ojo haciéndolo vibrar y detección de al menos un modo de vibración del ojo conforme al procedimiento mencionado en cualquiera de las reivindicaciones 1 a la 12.





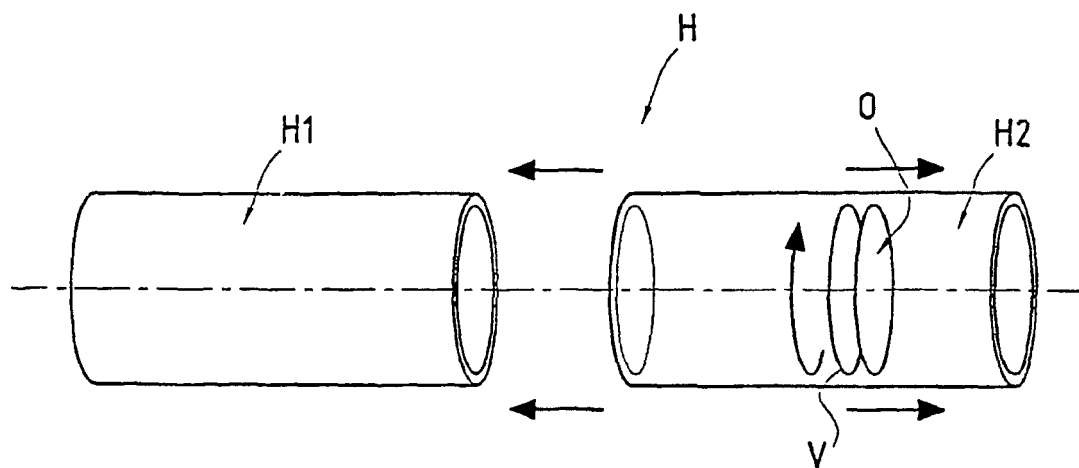


FIG. 4

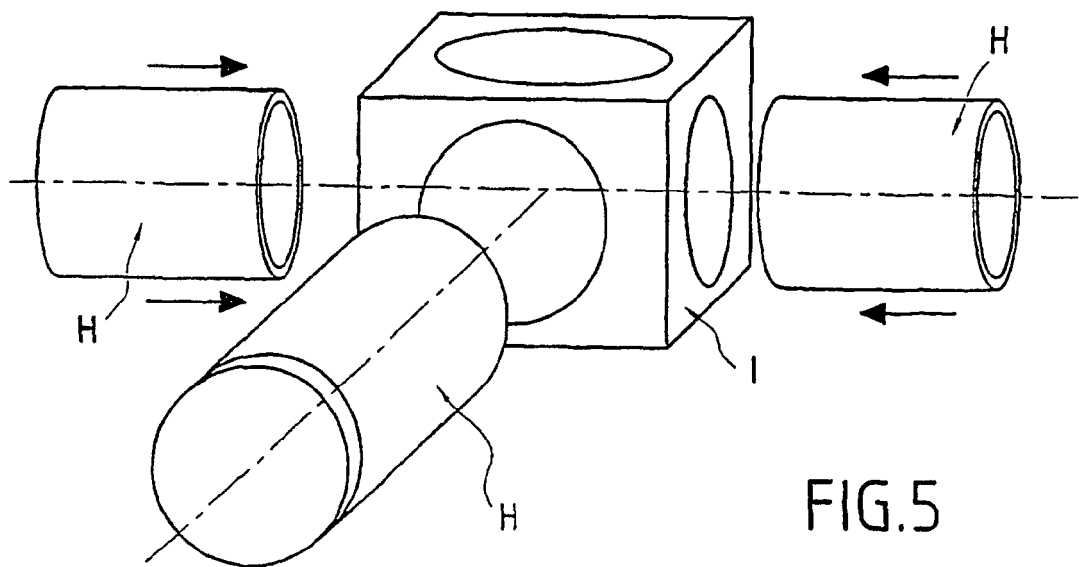
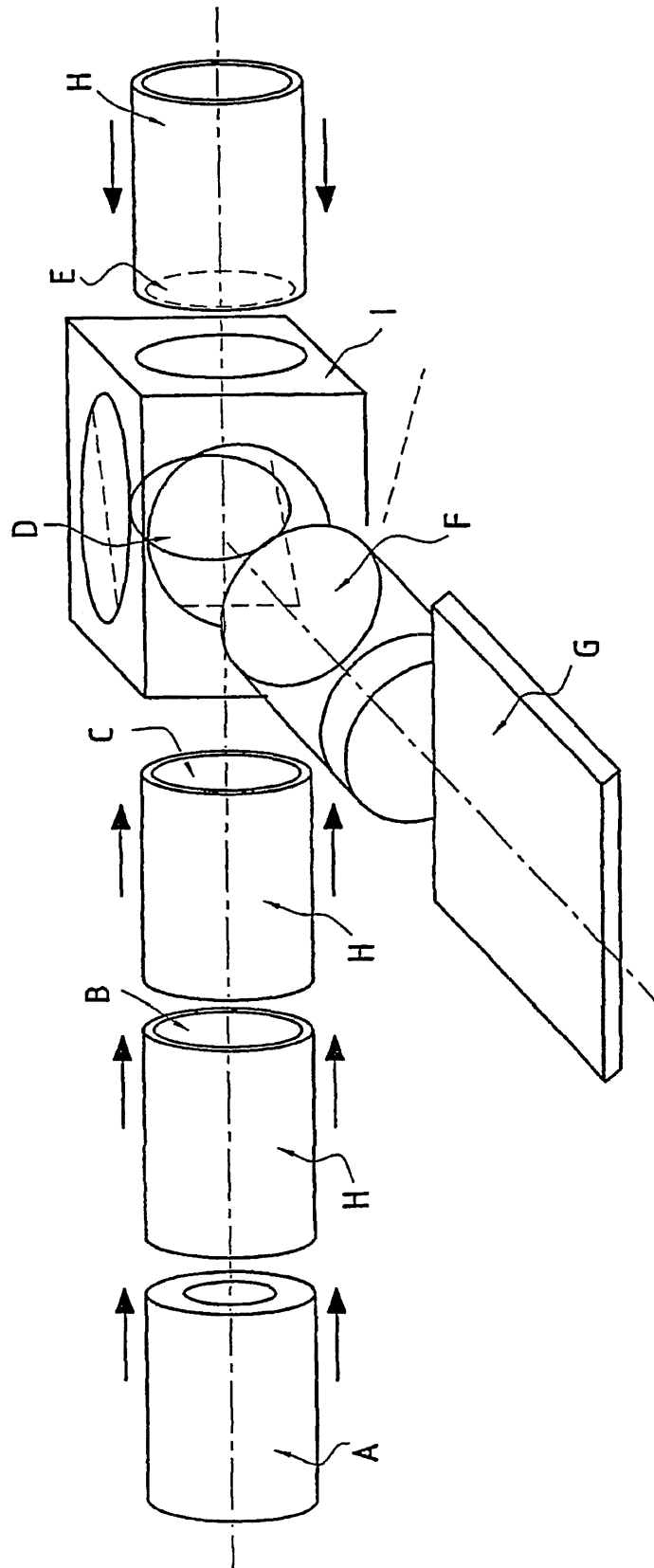


FIG. 5

FIG. 6



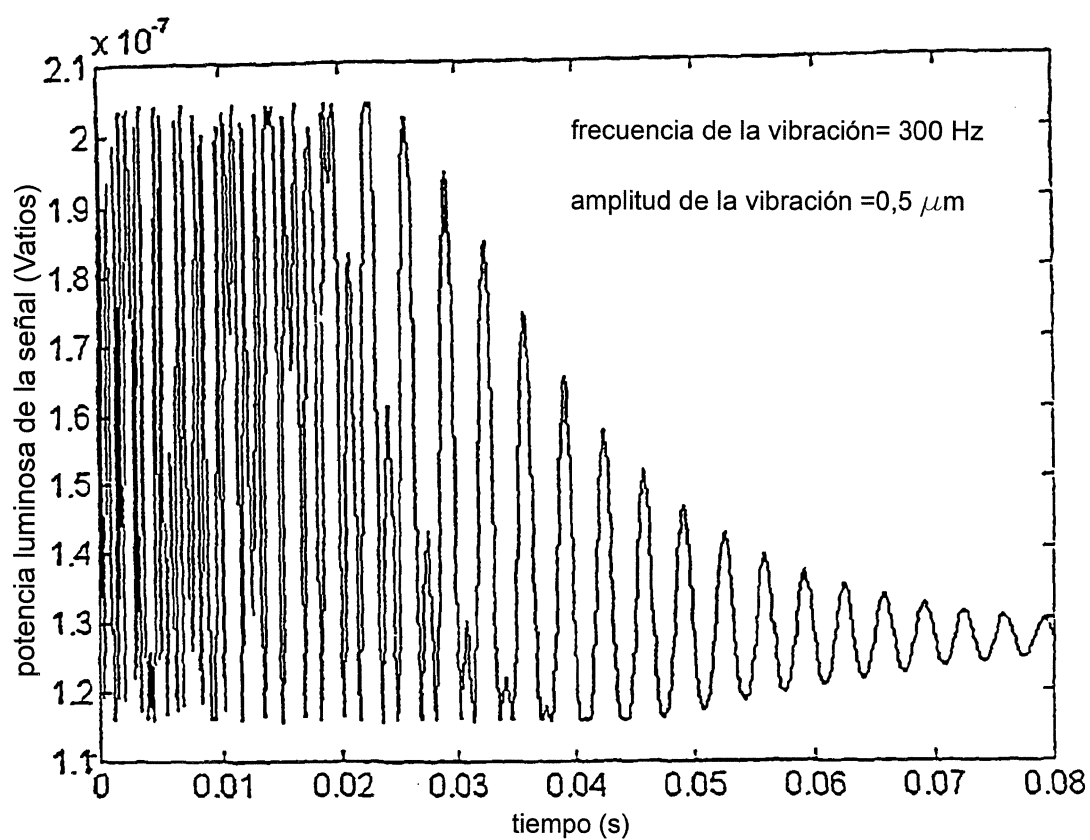


FIG. 7

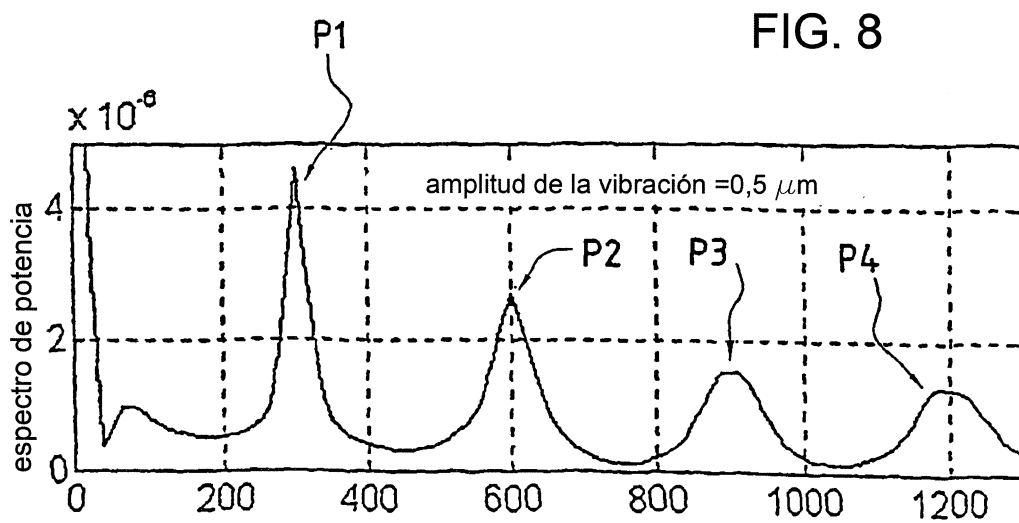


FIG. 8

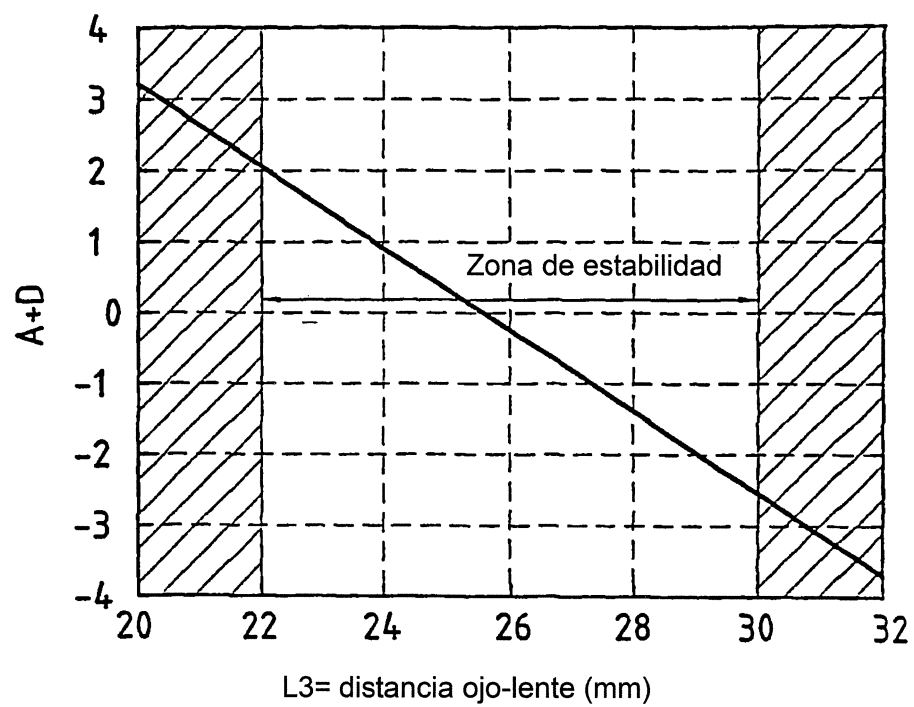


FIG. 9

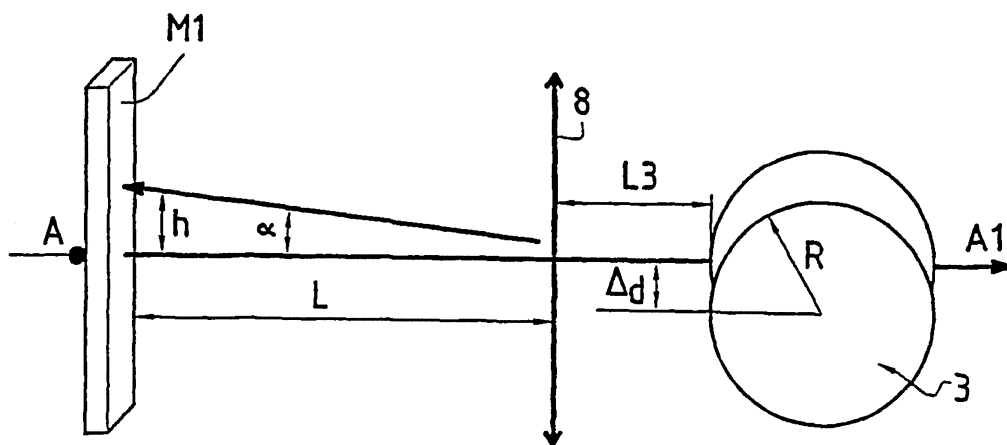


FIG. 10

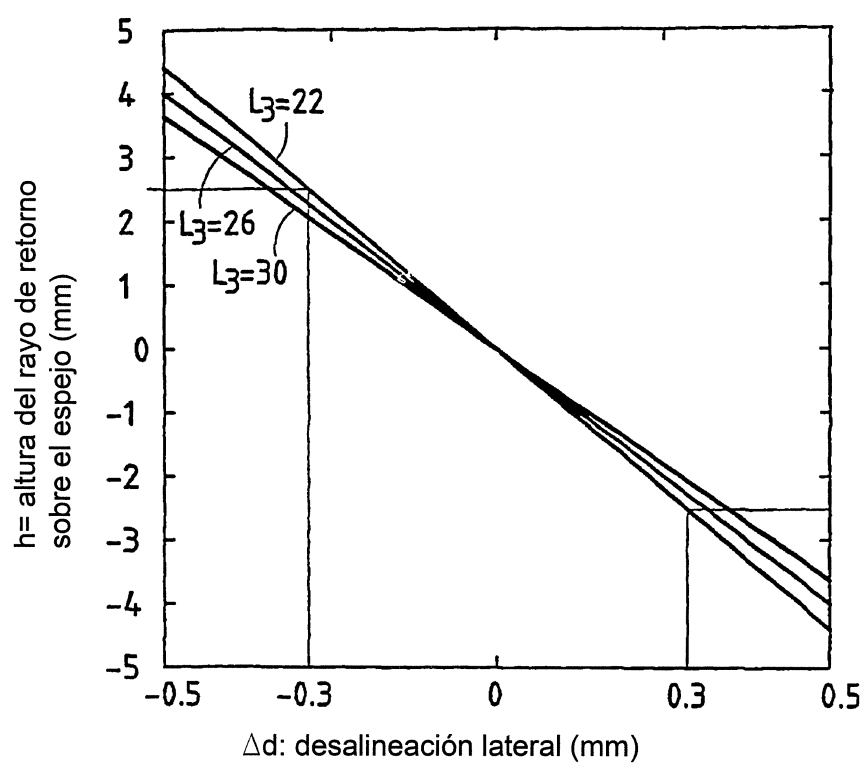


FIG. 11

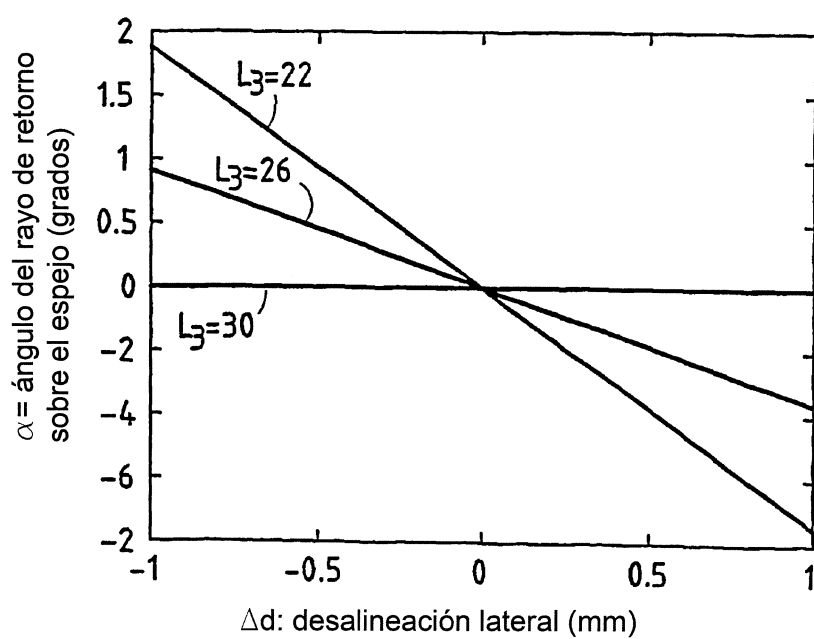


FIG. 12

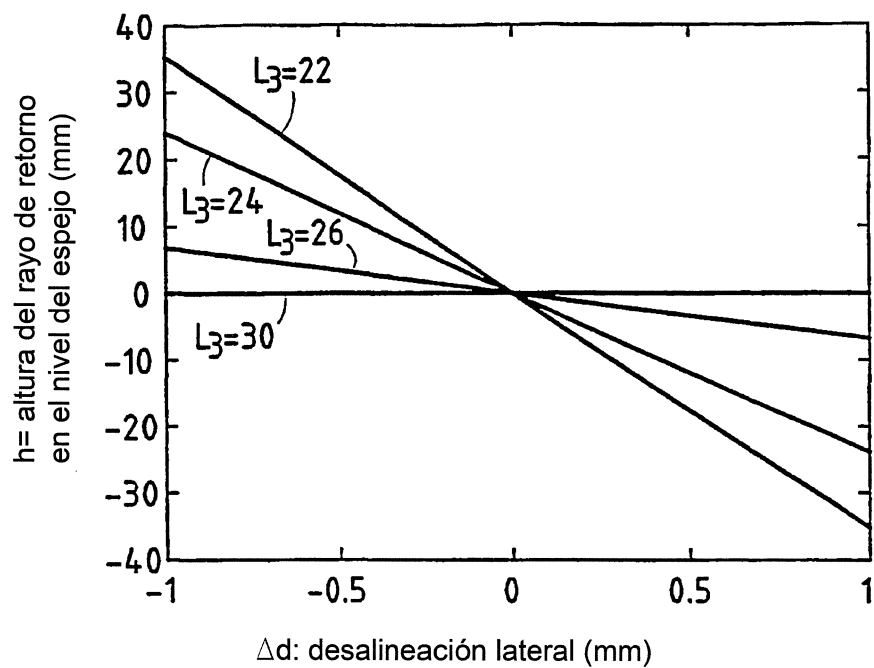


FIG. 13

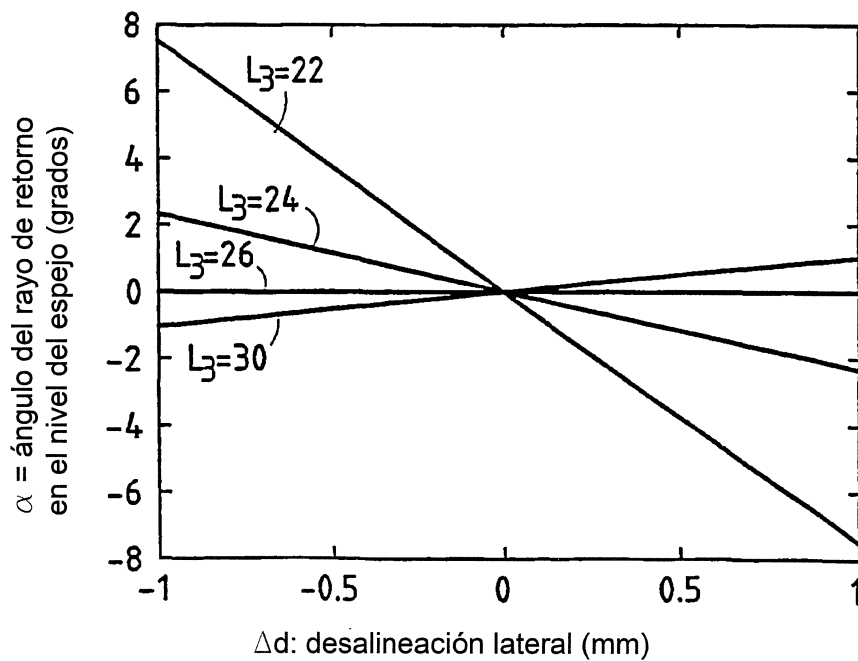


FIG. 14

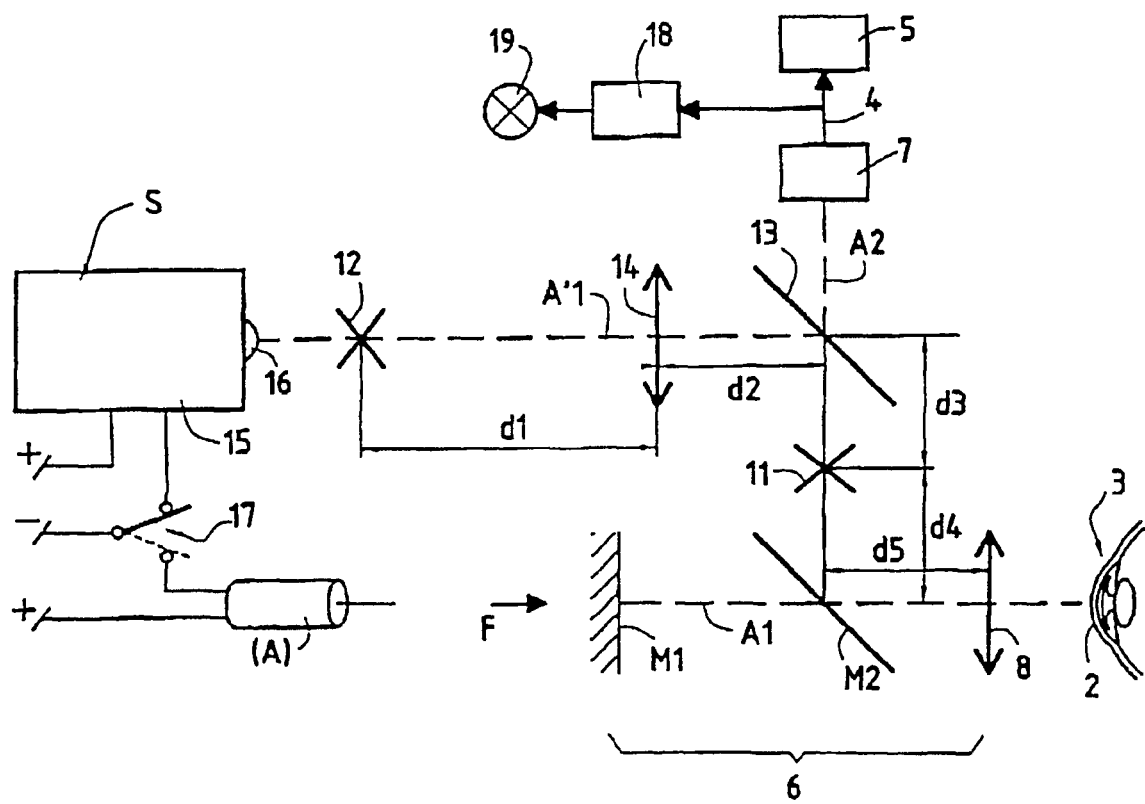


FIG. 16