

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 665 447**

51 Int. Cl.:

A61B 3/16 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.04.2014 PCT/FI2014/050287**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.10.2014 WO14170556**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.04.2014 E 14726006 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.01.2018 EP 2986200**

54 Título: **Método y disposición de medición que utilizan ondas electromagnéticas**

30 Prioridad:

19.04.2013 FI 20135401

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

25.04.2018

73 Titular/es:

PHOTONO OY (100.0%)

Elontie 27 C

00660 Helsinki, FI

72 Inventor/es:

KONTIOLA, ANTTI

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 665 447 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 y disposición de medición que utilizan ondas electromagnéticas

5 El campo de la invención

La invención se refiere a la medición de las propiedades físicas del ojo utilizando la excitación fotoacústica (PA) de las señales de ondas electromagnéticas en el ojo.

10 El estado de la técnica

Esencialmente, la excitación y/o la detección de señales de ondas electromagnéticas deben realizarse por medio de un haz de ondas electromagnéticas o forma de onda de impulso, producido, por ejemplo, por una fuente de láser o de láser pulsado, que se controla, por ejemplo, a través de una guía de ondas electromagnéticas (por ejemplo, una fibra óptica, un colimador, unas lentes, unas máscaras y/o una disposición de espejos) y se dirige al ojo de un paciente. Una entrada de la onda electromagnética en el ojo va seguida por una conversión electromagnético-mecánica (por ejemplo, una conversión fotoacústica) que genera calor y vibración mecánica en el tejido ocular. En consecuencia, en una salida de ondas electromagnéticas, se detectan vibraciones mecánicas del tejido ocular (por ejemplo, por medio de interferometría óptica, tomografía de coherencia óptica o vibrometría láser Doppler). El objetivo es, por lo tanto, generar ondas mecánicas (por ejemplo, ondas ultrasónicas) hacia el ojo y detectar dichas ondas desde el ojo. Las posibles aplicaciones se refieren especialmente a la determinación de la presión intraocular, es decir, la presión del ojo.

La medición de la presión intraocular es una de las mediciones clave en oftalmología, debido a que la enfermedad del glaucoma es una de las principales causas de ceguera en los países occidentales. Se considera que una presión intraocular más alta es uno de los factores clave en la fisiopatología del glaucoma.

En la solicitud de patente de Estados Unidos US 2010/0249569A1 se presenta un tonómetro ultrasónico sin contacto para las mediciones de la presión intraocular, en el que se usan transductores piezoeléctricos para realizar la excitación de las señales de frecuencia en el ojo. Las posiciones de dichos transductores tienen que medirse con exactitud, lo que provoca complejidad y lentitud en el procedimiento de medición de la presión intraocular. Además, las variaciones de temperatura pueden ser fuentes de error en la información de medición de la presión intraocular junto con posibles errores en dichas mediciones de posición.

35 El documento US 2012/150013 desvela un aparato y un método fotoacústicos oftálmicos para determinar la concentración de una sustancia en el ojo.

Breve descripción de la invención

40 El objeto de la presente invención es lograr un método y una disposición de medición de la presión mejorados que sean precisos y prácticos para su uso en aplicaciones de medición de la presión. Esto se logra mediante un método para medir la presión bajo una cubierta flexible utilizando ondas electromagnéticas. En el método, la radiación láser se dirige a la cubierta desde una distancia para generar una vibración o una onda mecánica en la cubierta en al menos una localización de generación en la cubierta sobre la base de fenómenos fotoacústicos, siendo la localización de generación al menos un punto donde la radiación láser golpea la cubierta, y en el método se detectan, sobre la base de ondas electromagnéticas, vibraciones en la cubierta debidas a la onda mecánica, se registra la onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica, y en el método se determina la información de presión de la presión bajo la cubierta flexible basándose en al menos una señal registrada.

50 Un objeto de la invención también es una disposición para medir la presión bajo una cubierta flexible utilizando ondas electromagnéticas. La disposición comprende medios para formar y dirigir radiación láser a la cubierta desde una distancia para generar una vibración o una onda mecánica en la cubierta en al menos una localización de generación en la cubierta sobre la base de fenómenos fotoacústicos, siendo la localización de generación al menos un punto donde la radiación láser golpea la cubierta, y un medio para detectar, sobre la base de las ondas electromagnéticas, las vibraciones de cubierta debidas a la onda mecánica, un medio para registrar la onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica, y un medio para determinar la información de presión de la presión bajo la cubierta flexible basándose en al menos una señal registrada.

60 La invención se basa en la utilización de una vibración o una onda mecánica en una cubierta generadas por radiación láser en al menos una localización de generación en la cubierta sobre la base de fenómenos fotoacústicos.

65 En la invención se detecta, sobre la base de ondas electromagnéticas, las vibraciones de cubierta debidas a la onda mecánica, y se registra la onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar

información de onda mecánica sobre la base de la cual se determina la información de presión de la presión bajo la cubierta flexible.

5 La ventaja de la invención es que las fuentes de error relacionadas con las mediciones de presión se minimizan debido a que la información de distancia no es relevante y debido a que la invención no es sensible a las variaciones de temperatura en las mediciones del cuerpo humano, por ejemplo, en las mediciones de presión intraocular o en las mediciones de la presión sanguínea. Por lo tanto, la invención permite mediciones de presión prácticas y rápidas que tienen menos fuentes de error que las mediciones de la técnica anterior.

10 Breve descripción de las figuras

La figura 1 presenta una realización preferida de acuerdo con la presente invención.

Descripción detallada de la invención

15 En la figura 1 se presenta esquemáticamente una disposición de acuerdo con la presente invención para medir la presión bajo una cubierta flexible 202 utilizando ondas electromagnéticas. En la disposición se forma y se dirige radiación láser a la cubierta 202 desde una distancia 200 para generar una vibración o una onda mecánica en la cubierta 202 en al menos una localización de generación 204 en la cubierta sobre la base de fenómenos fotoacústicos. La localización de generación es al menos un punto 206 donde la radiación láser golpea la cubierta 202. La radiación láser se forma y se dirige por el medio 210, que comprende, por ejemplo, diodos láser y medios de enfoque y de dirección para formar y dirigir la radiación láser preferentemente a una escala de diferentes frecuencias. El medio 210 puede generar la onda mecánica, por ejemplo, ajustando al menos uno de entre la frecuencia central y el patrón de la onda mecánica para facilitar una excitación in vivo a través de la cubierta (202).

25 La disposición de la figura 1 comprende un medio 212 para detectar, sobre la base de las ondas electromagnéticas, las vibraciones de cubierta debidas a la onda mecánica y un medio 214 para registrar la onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica. En algunas realizaciones de la invención, se conoce la distancia de dicha al menos una localización de registro 206 desde dicha al menos una localización de generación 204, por ejemplo, fijándose en la disposición o mediante una o unas mediciones de distancia. El medio 212 puede construirse, por ejemplo, usando al menos uno de entre un dispositivo de interferometría óptica, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica y un dispositivo de vibrometría láser Doppler. El medio 212 puede detectar vibraciones en la cubierta 202, por ejemplo, basándose en la detección de la primera señal entrante (FAS).

35 La disposición de la figura 1 comprende además un medio 216 para determinar la información de presión de la presión bajo la cubierta flexible 202 basándose en la o las señales registradas. Los medios 214 y 216 pueden realizarse por uno o más procesadores preferentemente digitales. En el ejemplo de la figura 1, los medios 214, 216 están localizados en una misma unidad informática 214, 216.

40 En una realización de acuerdo con la invención, la presión bajo una cubierta flexible 202 es la presión intraocular, y la cubierta flexible 202 es la superficie 202 de un ojo. La disposición de acuerdo con la invención también puede comprender medios para medir al menos uno de entre la curvatura del ojo, el espesor de la córnea del ojo y el contenido de agua del ojo para formar información de medición adicional a utilizar en la determinación de la información de presión intraocular.

50 En otra realización de acuerdo con la invención, la presión bajo una cubierta flexible 202 es la presión sanguínea, y la cubierta flexible 202 es la pared 202 de un vaso sanguíneo. La presión arterial es uno de los parámetros más importantes en las unidades de emergencia y de cuidados intensivos que atienden a pacientes con enfermedades o heridas graves. Además, la presión sanguínea elevada crónica es uno de los factores fisiopatológicos que causan enfermedades arteriales, accidentes cerebrovasculares e infartos de miocardio.

55 La excitación por radiación láser puede realizarse a diferentes frecuencias en el ojo 202 o en el vaso sanguíneo 202 o en otra cubierta flexible 202 de las realizaciones de acuerdo con la invención con el fin de obtener información de vibración y/o de resonancia a diferentes frecuencias para la determinación de la información de presión del ojo o del vaso sanguíneo u otra cubierta flexible. Por lo tanto, la información de respuesta de frecuencia puede utilizarse en la determinación de información de presión con o sin información de velocidad de la onda mecánica (por ejemplo, onda de ultrasonido) en el ojo 202 o en el vaso sanguíneo 202 o debajo o en otra cubierta flexible 202.

60 A continuación, se analizará en relación con la figura 1 una realización preferida más detallada de acuerdo con la presente invención, estando dicha realización especialmente relacionada con la presión ocular, es decir, las mediciones de la presión intraocular. A través del medio 210 se genera, utilizando ondas electromagnéticas, al menos una onda mecánica en al menos una localización de generación 204 en el tejido ocular. El ojo 202 puede estar abierto o cerrado. La medición puede realizarse a partir de la córnea o la esclerótica del ojo. La disposición preferida comprende un medio 212 para detectar la salida electromagnética. En dicha detección se detectan, por medio de ondas electromagnéticas, vibraciones del tejido ocular debidas a al menos una onda mecánica. En una

realización preferida con retardo de fase, el haz láser se guía a través de una fibra óptica donde después se absorbe por el tejido ocular y genera, por ejemplo, una onda de ultrasonido. La excitación con retardo de tiempo se logra empleando un retardo de tiempo (t_0) entre señales de disparo de, por ejemplo, diodos láser.

5 La disposición comprende un medio 214 para registrar la al menos una onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica. Se conoce la distancia de dicha al menos una localización de registro desde dicha al menos una localización de generación. La disposición comprende un medio 216 para determinar la presión intraocular basándose en al menos una señal registrada. Dichos medios 214, 216 están dispuestos, por ejemplo, en un procesador informático que utiliza programas de cálculo, cuando es necesario.
10 El procesador informático 214, 216 se presenta esquemáticamente en la figura 1. La transmisión de datos por cable o inalámbrica se usa entre el procesador informático 214, 216 y los medios 210, 212 para realizar transmisiones de datos entre los mismos.

15 En el método de acuerdo con la realización preferida se genera, por medio de ondas electromagnéticas, al menos una onda mecánica en al menos una localización de generación en el ojo 202 directamente o a través del párpado. En la segunda etapa del método, se detectan, por medio de vibraciones oculares, ondas electromagnéticas debidas a al menos una onda mecánica, se registra la al menos una onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica, y se conoce la distancia de dicha al menos una localización de registro desde dicha al menos una localización de generación y, además, en la segunda etapa del método, se determinan las propiedades del ojo basándose en al menos una señal registrada. Si la señal registrada se analiza en función de la amplitud de señal a diferentes frecuencias, dicha información de distancia y/o información de localización no es necesariamente relevante.

25 Pueden usarse diferentes frecuencias. La disposición preferida también puede comprender un medio 100 para ajustar al menos uno de entre la frecuencia central y el patrón de la onda mecánica para facilitar una excitación in vivo en el ojo 202. Los segundos medios 103 para detectar (figura 2), por medio de ondas electromagnéticas, vibraciones oculares, comprenden al menos uno de entre un interferómetro óptico 103, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica 103 y un vibrómetro láser Doppler 103, y en consecuencia la detección de vibraciones oculares se basa en al menos una de entre la interferometría óptica, la tomografía de coherencia óptica y la vibrometría láser Doppler. El interferómetro óptico 103, el dispositivo de tomografía de coherencia óptica 103 y el vibrómetro láser Doppler 103 también pueden denominarse sensores de ondas electromagnéticas 103. La detección preferida de las vibraciones oculares por los segundos medios 103 se basa en la detección de al menos una primera señal entrante (FAS). El ojo puede excitarse a diferentes frecuencias y detectarse la amplitud de la onda mecánica. Diferentes presiones intraoculares producen diferentes patrones de amplitudes a diferentes frecuencias. Las frecuencias usadas pueden ser, por ejemplo, frecuencias de ultrasonido o frecuencias más bajas, tales como, incluso, las frecuencias infrasónicas.

40 En la siguiente descripción se describe en detalle uno de los modos preferidos de la presente invención. Los medios fotoacústicos (= PA, a continuación en la presente descripción), es decir, sensores de ondas electromagnéticas, permiten esencialmente un ajuste flexible de la excitación y la detección que, de una serie de maneras, puede facilitar la excitación y la detección in vivo de las vibraciones de la superficie del ojo. La idea es generar un modo que sea fuerte y fácil de reconocer en el receptor. Este modo también debería ser capaz de diferenciar entre presiones intraoculares.

45 El ajuste de la excitación y/o la detección por los PA puede comprender los siguientes aspectos: A. Ajuste de la longitud de onda óptica (longitud de onda del haz electromagnético) con el fin de proporcionar la máxima absorción de luz en el ojo a condición de minimizar la absorción en el tejido blando de cubierta. La fuente fotoacústica (es decir, la fuente de ondas mecánicas) se genera de este modo en el ojo. B. Ajuste de la forma de una superficie iluminada con el fin de producir el modo objetivo más fuerte posible en el receptor. La forma óptima puede ser, por ejemplo, una esfera, una línea o una cresta. C. Ajuste de la frecuencia central mecánica (por ejemplo, ultrasónica) de excitación, con el fin de proporcionar (a) una excitabilidad óptima y (2) una sensibilidad suficiente (u óptima) a la presión intraocular. D. Ajuste de la magnitud del retardo de fase en caso de excitación con retardo de fase, con el fin de facilitar la excitación selectiva de un modo específico.

55 1. Los medios fotoacústicos (PA) (por ejemplo, diodos de fibra óptica y/o láser) permiten aumentar el número de fuentes debido a un diámetro de elemento más pequeño. La precisión de la evaluación de la vibración o la precisión de la evaluación de la velocidad de onda mecánica pueden aumentarse.

60 2. La posición de la fuente fotoacústica o una matriz de fuentes fotoacústicas puede escanearse fácilmente, con el fin de aumentar aún más la precisión de la determinación de la velocidad.

65 3. Los medios PA pueden permitir un ajuste rápido de la frecuencia central acústica de excitación, con el fin de permitir la evaluación de la dispersión de la velocidad de la primera señal entrante (FAS), sucesivamente a partir de mediciones repetidas rápidamente escaneando la frecuencia central.

- 5 4. Elección adecuada de la longitud de onda óptica para minimizar la absorción óptica en el párpado en caso de que la medición se realice a través del párpado. Cuanto menor es la absorción óptica, más débil es la fuente de PA. Cuando la fuente de PA es débil en el tejido blando, la energía excitada en los modos de interferencia en el tejido blando también es débil.
- 5 5. Elección adecuada de la longitud de onda óptica para minimizar la dispersión óptica, con el fin de permitir un haz agudo hacia el ojo.
- 10 6. Elección adecuada de la longitud de onda óptica para maximizar la absorción óptica en el ojo, con el fin de producir una fuente de PA intensa para el ojo.
- 15 7. Ajuste adecuado de la frecuencia de excitación acústica, con el fin de facilitar la excitación de A0 a través del recubrimiento de tejido blando. El A0 se excita más eficientemente a frecuencias ultrasónicas muy bajas, preferentemente a 20-120 kHz, sin embargo, los elementos piezoeléctricos de tales frecuencias tienen un diámetro inadecuadamente grande para este fin. Los medios PA posibilitan fuentes puntuales a dichas frecuencias.
- 20 8. En el método y la disposición de acuerdo con la presente invención, preferentemente se ajusta de manera adecuada la forma y el tamaño del área irradiada por el láser (preferentemente una línea estrecha), con el fin de maximizar la cantidad de energía fotoacústica dentro de los límites de seguridad para el tejido humano, pero para minimizar el área de superficie para facilitar la excitación en el ojo. La potencia de excitación está en función de la intensidad del haz y el área de superficie irradiada.
- 25 9. La excitación con retardo de fase mediante una matriz de fuentes puede usarse para facilitar aún más la excitación de A0.
- 30 10. Implementación de un detector de punto o línea estrecha, también posibilitado por los medios PA.
- 30 11. Las características importantes son unos ajustes de posición convenientes y una retroalimentación adecuada basada en la señal de ultrasonido que se mide durante los ajustes finos de la posición. El principal requisito es un posicionamiento razonablemente rápido y reproducible.
- 35 12. De acuerdo con la experiencia de los actuales dispositivos de Estados Unidos, una sonda portátil junto con una respuesta instantánea de la señal medida permiten un posicionamiento intuitivo. Como alternativa, la fuente de PA puede integrarse junto con uno o dos receptores de PA dentro de una sonda portátil, implementándose la fuente mediante un diodo láser o una matriz de diodos láser y el receptor mediante, por ejemplo, un par de detectores interferométricos. Tal diseño puede proporcionar una realización potencial para todo el dispositivo fotoacústico (PA), que sea adecuada para uso clínico.
- 40 13. Si las mediciones se realizan a través de, por ejemplo, un párpado, puede preferirse elegir cuidadosamente varios parámetros (como, por ejemplo, la longitud de onda óptica y la intensidad del haz, ajustar la fuente de PA para una longitud de onda acústica óptima y obstaculizar potencialmente la propagación de modos de interferencia) simultáneamente o de manera parcialmente simultánea.
- 45 14. Un medio permite el ajuste flexible de la excitación (y la detección).
- 50 a. Las fuentes de punto o similares a un punto (incluida la línea delgada) también se habilitan a frecuencias muy bajas ($f = 20-120$ kHz). Los medios PA también permiten la implementación de detectores similares a un punto. Se sabe que la fuente y los receptores similares a un punto son óptimos para facilitar la excitación y la detección.
- 55 b. Ajuste instantáneo de la frecuencia central de excitación ultrasónica por ciertas fuentes de PA (diodos láser), con el fin de permitir la evaluación de la dispersión de los modos de ultrasonidos transitorios (como la FAS).
- c. Excitación con retardo de fase para facilitar aún más la excitación de los modos ultrasónicos. Las ventajas de los PA surgen de la posibilidad de elementos sensores similares a un punto, que permiten la inclusión de varios elementos sensores dentro de una sonda de matriz clínica corta.
- 60 15. El diseño del dispositivo puede ser de importancia crítica para el éxito de las aplicaciones clínicas del método presentado.

65 Aunque la invención se ha presentado con referencia a las figuras adjuntas y la memoria descriptiva, la invención no se limita de ningún modo a las mismas, ya que la invención está sujeta a variaciones dentro del alcance permitido por las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un método para medir la presión intraocular bajo la superficie (202) de un ojo utilizando ondas electromagnéticas, en el que la radiación láser se dirige a la superficie (202) desde una distancia (200) para generar una vibración o una onda mecánica en la superficie (202) en al menos una localización de generación (204) en la superficie sobre la base de fenómenos fotoacústicos, siendo la localización de generación al menos un punto (204) donde la radiación láser golpea la superficie (202), las vibraciones de superficie debidas a la vibración o la onda mecánica generadas se detectan sobre la base de ondas electromagnéticas usando al menos una de entre una interferometría óptica, una tomografía de coherencia óptica y una vibrometría láser Doppler, la onda mecánica detectada se registra en al menos una localización de registro (206) para formar información de onda mecánica, y la información de presión de la presión intraocular bajo la superficie ocular (202) se determina basándose en al menos una señal registrada.
- 10
- 15 2. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que al menos uno de entre la curvatura del ojo, el espesor de la córnea del ojo y el contenido de agua se mide para formar información de medición adicional a utilizar en la determinación de la información de presión intraocular.
- 20 3. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que se conoce la distancia de dicha al menos una localización de registro (206) desde dicha al menos una localización de generación (204).
- 25 4. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que la detección de vibraciones en la superficie (202) se basa en la detección de la primera señal entrante (FAS).
5. Un método de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que en la generación de la onda mecánica, al menos uno de entre la frecuencia central y el patrón de la onda mecánica se ajusta para facilitar una excitación in vivo a través de la superficie (202).
- 30 6. Una disposición para medir la presión intraocular bajo la superficie (202) de un ojo utilizando ondas electromagnéticas, comprendiendo la disposición un medio (210) para formar y dirigir radiación láser a la superficie (202) desde una distancia (200) para generar una vibración o una onda mecánica en la superficie (202) en al menos una localización de generación (204) en la superficie sobre la base de fenómenos fotoacústicos, siendo la localización de generación al menos un punto (206) donde la radiación láser golpea la superficie (202), y un medio (212) para detectar, sobre la base de las ondas electromagnéticas, las vibraciones de superficie debidas a la vibración o la onda generadas usando al menos uno de entre un interferómetro óptico, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica y un vibrómetro láser Doppler, un medio (214) para registrar la onda mecánica detectada en al menos una localización de registro para formar información de onda mecánica, y un medio (216) para determinar la presión intraocular bajo la superficie (202) del ojo basándose en al menos una señal registrada.
- 35
- 40 7. Una disposición de acuerdo con la reivindicación 6, estando la disposición caracterizada por que comprende medios para medir al menos uno de entre la curvatura del ojo, el espesor de la córnea del ojo y el contenido de agua del ojo para formar información de medición adicional a utilizar en la determinación de la información de presión intraocular.
- 45 8. Una disposición de acuerdo con la reivindicación 6, caracterizada por que se conoce la distancia de dicha al menos una localización de registro (206) desde dicha al menos una localización de generación (204).
9. Una disposición de acuerdo con la reivindicación 6, estando la disposición caracterizada por que comprende el medio (212) para detectar vibraciones en la superficie (202) basándose en la detección de la primera señal entrante (FAS).
- 50 10. Una disposición de acuerdo con la reivindicación 6, estando la disposición caracterizada por que comprende el medio (210) para generar la onda mecánica ajustando al menos uno de entre la frecuencia central y el patrón de la onda mecánica para facilitar una excitación in vivo a través de la superficie (202).

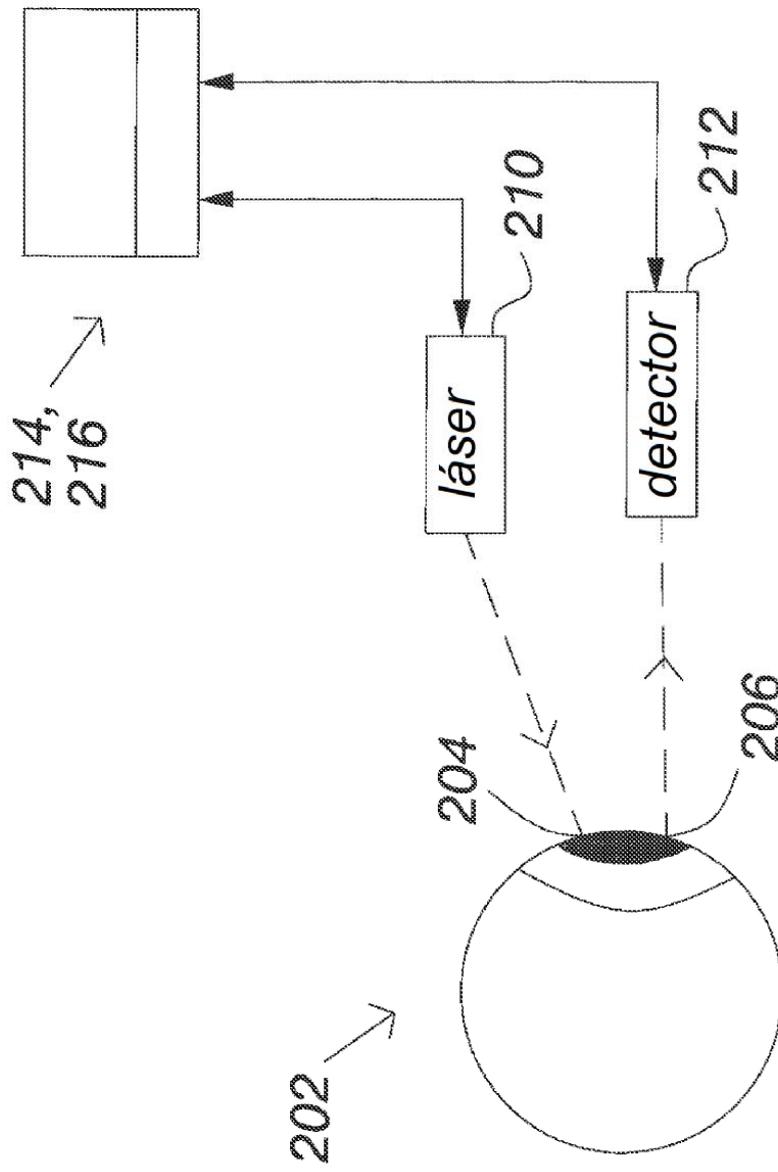


Fig. 1