

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 655 479**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.05.2009 PCT/IB2009/052112**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.12.2009 WO09147560**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.05.2009 E 09757912 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.11.2017 EP 2291112**

54 Título: **Método de detección óptica y dispositivo para detección óptica del estado de las articulaciones**

30 Prioridad:

26.05.2008 EP 08156917

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

20.02.2018

73 Titular/es:

**HEMICS B.V. (100.0%)
Torenallee 20, unit 7.034
5617 BC Eindhoven, NL**

72 Inventor/es:

**RENSEN, WOUTER, H., J.;
VAN BEEK, MICHAEL, C. y
HARBERS, RIK**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 655 479 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 de detección óptica y dispositivo para detección óptica del estado de las articulaciones

5 Campo de la invención

[0001] La presente invención se refiere a un método de detección óptica y a un dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones.

10 Antecedentes de la invención

[0002] En el contexto de la presente solicitud, el término luz se debe entender con el significado de radiación electromagnética no ionizante, en particular con longitudes de onda en el rango de entre 400 nm y 1400 nm. El término parte del cuerpo significa una parte de un cuerpo humano o animal. El término bloquear/bloqueo cubre tanto un bloqueo completo como un bloqueo de extensión sustancial.

15

[0003] En general, la presente invención se refiere a la detección óptica del estado de las articulaciones, en particular a la detección óptica de enfermedades articulares tales como artritis reumatoide (AR). El tratamiento de tales enfermedades articulares es en fases. Normalmente, un paciente primero recibe analgésicos. Estos frecuentemente van seguidos de fármacos antiinflamatorios no esteroideos (AINE) y fármacos antirreumáticos modificadores de la enfermedad (FARME). En muchos casos, la última fase del tratamiento con fármacos es el uso de terapias biológicas. En particular, la última categoría es costosa y el tratamiento puede costar decenas de miles de dólares por año por paciente. Adicionalmente, los fármacos usados en etapas más tardías del tratamiento frecuentemente causan efectos secundarios más graves. Respecto a las tales enfermedades articulares, los profesionales médicos basan sus decisiones sobre cambios en el tratamiento en la actividad de la enfermedad, que viene dada por el número y la gravedad de articulaciones inflamadas.

20

25

[0004] Ya que la artritis reumatoide es una enfermedad progresiva y un diagnóstico e inicio de tratamiento tempranos pueden ayudar a posponer los efectos adversos y los altos costes del tratamiento, existe una demanda de métodos y dispositivos para suministrar información satisfactoria acerca del estado de las articulaciones y que ayuden a un profesional médico a llegar a una conclusión con respecto al estado real de la articulación.

30

[0005] En mediciones dependientes del tiempo que utilizan colorantes fluorescentes no dirigidos administrados al paciente se ha descubierto que la dinámica de la perfusión en articulaciones enfermas es diferente en comparación con articulaciones sanas normales. Sin embargo, en la práctica clínica de los reumatólogos, la administración de agentes de contraste es poco práctica en la mayoría de los casos.

35

[0006] Como alternativa, se ha propuesto usar tomografía óptica difusa (TOD) para obtener imágenes de articulaciones para proporcionar información acerca de su estado. En un proyecto de investigación se ha obstruido temporalmente el flujo de sangre venosa a una parte del cuerpo mediante un manguito de presión y se han obtenido imágenes de una única articulación mediante TOD. En tales estudios se ha descubierto que existen parámetros ópticos que se correlacionan con la presencia de artritis reumatoide (AR).

40

[0007] Por ejemplo, se sabe que la inflamación se puede reconocer por un cambio en la perfusión. Los constituyentes sanguíneos, en particular la hemoglobina oxigenada y desoxigenada, tienen características ópticas diferentes en comparación con otros constituyentes del cuerpo humano o animal y, por lo tanto, en principio se pueden detectar ópticamente.

45

[0008] US 6 424 859 B2 divulga una técnica espectroscópica por infrarrojo cercano para caracterizar el estado de una articulación. Los resultados de una medición espectroscópica se comparan con una base de datos donde se almacenan resultados de medición para una pluralidad de articulaciones artríticas y sanas. Sin embargo, esta técnica no permite separar de manera satisfactoria señales resultantes de la sangre y señales procedentes de otras fuentes del cuerpo. Además, la técnica no permite separar características específicas de las articulaciones de características del tejido tal como la piel, grasa, etc. US 6 587 704 B1 divulga un método para la medición no invasiva de parámetros sanguíneos en el que se crea un estado de cinética artificial deteniendo el flujo sanguíneo durante la medición. Actualmente no hay herramientas médicas satisfactorias útiles para los profesionales en la detección precoz de enfermedades articulares o, más específicamente, en la detección cuantitativa y objetiva de articulaciones inflamadas. Lo mismo sucede en cuanto a la supervisión de la actividad patológica, no hay herramienta para una detección rápida, objetiva y cuantitativa de la actividad patológica (el grado de inflamación de las articulaciones).

50

55

60

Resumen de la invención

[0009] Un objeto de la presente invención es proporcionar un método de detección óptica y un dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones que proporcione información acerca del estado de las

65

articulaciones que permita una detección precoz de enfermedades articulares y que permita la supervisión de la actividad patológica. El método de detección óptica y el dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones deberá proporcionar información suficiente para ayudar a un profesional médico a llegar a una conclusión con respecto al estado de la articulación y a la actividad patológica, respectivamente.

5

[0010] El objeto se resuelve por un método de detección óptica según la reivindicación 1. En el método de detección óptica, una parte del cuerpo que comprende al menos una articulación se irradia con luz y la atenuación local de la luz por la parte del cuerpo se detecta como mediciones de atenuación en la posición de la al menos una articulación y en la posición de al menos otra porción de la parte del cuerpo. El flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo es bloqueado temporalmente al menos parcialmente y luego activado de nuevo. Las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo se realizan al menos dos de las veces antes, durante y después del bloqueo del flujo sanguíneo. Las mediciones antes y después del bloqueo del flujo sanguíneo pueden proporcionar datos pertinentes, precisamente porque el cuerpo puede tardar un periodo de tiempo considerablemente largo (>5 minutos) en recuperarse completamente y volver a las mismas propiedades de transmisión que antes de la medición. Ya que la atenuación de la luz usada para la irradiación se detecta localmente para dos posiciones diferentes de las cuales al menos una es una articulación, las diferencias en las propiedades ópticas de la al menos una articulación en comparación con la al menos otra porción de la parte del cuerpo se pueden detectar. Ya que las distintas mediciones de atenuación local diferentes se realizan antes y durante el bloqueo del flujo sanguíneo, antes y después del bloqueo del flujo sanguíneo, y/o durante y después del bloqueo del flujo sanguíneo, la respuesta de la al menos una articulación a cambios en el flujo sanguíneo en comparación con la al menos otra porción se puede detectar. Durante la inflamación de una articulación, el número y las propiedades de los vasos sanguíneos (capilares) en la articulación cambian. Este efecto, junto con la absorción de luz específica de la sangre, se usa para medir el estado de una articulación. Debido a las mediciones bajo diferentes estados del flujo sanguíneo, la señal resultante de la sangre se puede separar de señales resultantes de otras fuentes de atenuación de luz en el cuerpo. Ya que se miden al menos una articulación y al menos otra porción del cuerpo de la parte del cuerpo (por ejemplo, junto a la articulación), se consiguen resultados específicos para la articulación y se pueden separar contribuciones a partir de tejidos que están presentes tanto en la articulación como en la otra porción del cuerpo (tal como grasa, piel, etc.). Como resultado, se puede obtener una señal que es específica de la articulación para cambios en el contenido sanguíneo. Las mediciones separadas para identificar la composición (por ejemplo del hueso, la grasa, la piel, etc.) de la parte del cuerpo se pueden omitir. En consecuencia, se proporciona información valiosa acerca del estado de la articulación y/o la actividad patológica a un profesional médico. Debe observarse que no se requiere un bloqueo completo del flujo sanguíneo, sino que una reducción parcial significativa del flujo sanguíneo puede bastar.

10

15

20

25

30

35

[0011] Preferiblemente, las distintas mediciones de la atenuación local para la al menos una articulación y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo se realizan en los tres intervalos antes, durante, y después del bloqueo del flujo sanguíneo. En este caso, se proporciona aún más información acerca del estado de la al menos una articulación.

40

[0012] Si la al menos otra porción de la parte del cuerpo es otra articulación, se puede comparar la respuesta de distintas articulaciones a cambios en el flujo sanguíneo y se proporciona información acerca de diferencias en el estado de distintas articulaciones.

45

[0013] Preferiblemente, para la al menos una articulación y la al menos otra porción de la parte del cuerpo, se realizan distintas mediciones de atenuación local continuas antes del bloqueo del flujo sanguíneo, durante el bloqueo del flujo sanguíneo y después del bloqueo del flujo sanguíneo. En este caso, debido a las mediciones continuas, se proporciona información exacta acerca del punto temporal de una respuesta a un cambio en el flujo sanguíneo para la al menos una articulación y la al menos otra porción.

50

[0014] Si los resultados de las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo que se adquieren de manera sustancialmente simultánea se comparan entre sí, las diferencias en la respuesta entre la al menos una articulación y la al menos otra porción se proporcionan de manera ventajosa.

55

[0015] Preferiblemente, el flujo sanguíneo se bloquea por aplicación de presión. De este modo, se proporciona una manera simple y conveniente para la obstrucción del flujo sanguíneo.

60

[0016] Según un aspecto, durante la obtención de las distintas mediciones de atenuación local, la parte del cuerpo se introduce en un medio ópticamente coincidente. En este caso, se reducen los efectos de los límites ópticos y el rango dinámico de intensidades a los que se somete un detector.

65

[0017] El objeto se resuelve además mediante un dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones según la reivindicación 7. El dispositivo comprende: una unidad de medición para irradiar con luz una parte del cuerpo que comprende al menos una articulación y detectar localmente la atenuación de la luz en la al menos una articulación y al menos otra porción de la parte del cuerpo; una unidad de bloqueo del flujo

sanguíneo para el bloqueo del flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo; y una unidad de control. La unidad de control controla el dispositivo de manera que: el flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo es bloqueado temporalmente al menos parcialmente y luego se activa de nuevo; y se realizan distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo para al menos dos de las veces antes, durante, y después del bloqueo del flujo sanguíneo. El dispositivo consigue las ventajas anteriormente descritas con respecto al método.

[0018] Si la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo está adaptada para bloquear el flujo sanguíneo por aplicación de presión, las ventajas se pueden obtener de manera simple y conveniente.

[0019] Si la unidad de medición comprende una unidad de fuente de luz capaz de emitir luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, se puede elegir una longitud de onda de manera que la sangre tenga una absorción alta y se puede elegir otra longitud de onda de manera que la absorción por la sangre sea baja o comparable al tejido circundante. De este modo, se proporciona información más detallada acerca de la perfusión de la al menos una articulación y la al menos otra porción de la parte del cuerpo y se puede analizar para valorar el estado de la al menos una articulación.

[0020] Preferiblemente, la unidad de fuente de luz comprende al menos dos láseres. En este caso, se proporcionan longitudes de onda bien definidas y se pueden detectar diferencias en la perfusión con una exactitud elevada.

[0021] Preferiblemente, el dispositivo es un dispositivo médico de detección óptica.

Breve descripción de los dibujos

[0022] Más características y ventajas adicionales de la presente invención surgirán a partir de la descripción detallada de ejemplos de realización en referencia a los dibujos anexos.

La Fig. 1 muestra esquemáticamente una configuración para la detección óptica del estado de articulaciones según una forma de realización.

La Fig. 2 muestra esquemáticamente detalles de una unidad de medición según una forma de realización.

La Fig. 3 muestra esquemáticamente una mano humana como ejemplo de una parte del cuerpo con las posiciones de las articulaciones indicadas.

La Fig. 4 muestra un ejemplo para una medición de atenuación en función del tiempo.

a Fig. 5 ilustra esquemáticamente los resultados de distintas mediciones simultáneas de atenuación local para dos articulaciones y otra porción de la parte del cuerpo que no es una articulación.

Descripción detallada de ejemplos de realización

[0023] Una forma de realización de la presente invención se describirá a continuación en referencia a las figuras. La Fig. 1 muestra esquemáticamente una configuración para la detección óptica del estado de las articulaciones. En la ilustración, un cuerpo humano 4 se muestra esquemáticamente como un cuerpo y una mano forma la parte del cuerpo 5 que se desea examinar. Sin embargo, debe observarse que la invención no se restringe a cuerpos humanos y que, por ejemplo, se puede someter cuerpos animales a examen. Además, la parte del cuerpo 5 no se restringe a una mano, sino que también puede estar formada por otra parte del cuerpo que comprenda al menos una articulación 6 tales como brazos, piernas, pies, etc.

[0024] En la forma de realización mostrada, el dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones comprende una unidad de medición 2, una unidad de bloqueo de flujo sanguíneo 3 y una unidad de control 1. La unidad de control 1 se proporciona para controlar el funcionamiento del dispositivo y la toma de datos. La unidad de medición 2 se proporciona para irradiar porciones de la parte del cuerpo 5 a examen con luz y para medir la atenuación local de la luz en posiciones diferentes de la parte del cuerpo 5. Por ejemplo, en la forma de realización mostrada, la unidad de medición 2 está formada por un cabezal de medición que se describe con más detalle a continuación. La unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3 se proporciona para bloquear temporalmente el flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo 5 a examen. En la forma de realización, la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3 se proporciona por un manguito de presión que rodea el brazo al que pertenece la mano a examen y que obstruye el flujo sanguíneo por aplicación de presión en la parte superior del brazo. Debe observarse que la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3 se puede adaptar de manera diferente para permitir bloquear temporalmente al menos de manera parcial el flujo sanguíneo hacia y/o desde partes del cuerpo 5 que no sean una mano.

[0025] La construcción de la unidad de medición 2 según la forma de realización se describe con más detalle en referencia a la Fig. 2.

[0026] La unidad de medición 2 mostrada esquemáticamente en la Fig. 2 está adaptada para mediciones de atenuación en geometría de transmisión. La unidad de medición 2 comprende una unidad de fuente de luz 21

que emite un rayo de luz para irradiar la parte del cuerpo 5. La unidad de fuente de luz 21 comprende al menos una fuente de luz y guías de luz apropiadas para dirigir el rayo de luz a la parte del cuerpo 5. La fuente de luz puede estar formada por una lámpara o por uno o más láseres y las guías de luz pueden por ejemplo estar formadas por fibras ópticas. La unidad de fuente de luz 21 está adaptada para ser capaz de emitir luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, preferiblemente de roja a casi infrarroja, donde una longitud de onda se elige de manera que la sangre tenga una absorción alta y otra longitud de onda se elige de manera que la absorción de sangre sea baja o comparable al tejido circundante. Las longitudes de onda adecuadas son, por ejemplo, 600 nm y 805 nm pero también son posibles otras longitudes de onda satisfactorias. Las longitudes de onda en el rango de longitud de onda entre 550 y 980 nm son especialmente adecuadas. Además, se proporciona un componente óptico 22 que, por ejemplo, puede estar formado por una lente para dirigir la luz a la parte del cuerpo 5. El componente óptico 22 es capaz de concentrar la luz (luz de irradiación 25) en un área específica de interés (o varias áreas específicas de interés; es decir, posiciones específicas) de la parte del cuerpo 5 como se describe a continuación. Un segundo elemento óptico 23 se proporciona para recopilar luz que emerge desde el área (o áreas) específica(s) de interés y dirigir la luz recogida 26 a un elemento de detección 24. El elemento de detección 24 puede, por ejemplo, estar formado por un fotodiodo, un CCD, una guía óptica tal como una fibra conectada a un fotodiodo u otro esquema de detección de luz conocido en la técnica.

[0027] La unidad de medición 2 está adaptada de manera que se pueden llevar a cabo distintas mediciones de atenuación local para al menos dos partes diferentes de la parte del cuerpo 5.

[0028] La unidad de control 1 está adaptada de manera que controla al menos el bloqueo parcial del flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo 5 mediante la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3. Además, controla la unidad de medición 2 de manera que se realizan mediciones de la atenuación local antes de que el flujo sanguíneo sea bloqueado (intervalo I en la Fig. 4), se realizan mediciones de la atenuación local (en las mismas posiciones) durante el bloqueo del flujo sanguíneo (intervalo II en la Fig. 4), y se realizan mediciones de la atenuación local (en las mismas posiciones) después de la restauración del flujo sanguíneo (intervalo III en la Fig. 4).

[0029] La Fig. 4 muestra un ejemplo de mediciones de atenuación (mediciones de intensidad óptica) a lo largo del tiempo en una articulación del dedo como área particular de interés antes del bloqueo del flujo sanguíneo (I), durante el bloqueo del flujo sanguíneo (II; "oclusión"), y después del bloqueo del flujo sanguíneo (III). Se puede observar que las mediciones de atenuación en los tres intervalos de tiempo (antes (I), durante (II), y después (III) de la oclusión) se realizan continuamente para conseguir mediciones de resolución temporal. Se puede observar que la intensidad medida se reduce después del bloqueo del flujo sanguíneo y aumenta nuevamente después de la restauración del flujo sanguíneo. Sin embargo, la magnitud de la reducción y la relación temporal entre el bloqueo/restauración del flujo sanguíneo y el cambio en la intensidad medida proporcionan información importante acerca del estado de la articulación 6 a examen.

[0030] Según la invención, no solo se realizan mediciones de atenuación para una única articulación 6, sino que al menos una articulación y al menos otra porción de la parte del cuerpo a examen se miden simultáneamente, es decir, en el mismo ciclo de flujo sanguíneo normal, (I) obstrucción del flujo sanguíneo (II), y restauración del flujo sanguíneo (III). Esto se consigue realizando simultáneamente distintas mediciones de atenuación local en la posición de la al menos una articulación 6 y en la posición de la al menos otra porción de la parte del cuerpo 5. La al menos otra porción de la parte del cuerpo puede ser otra articulación o una porción que no es una articulación y que sirve como porción de referencia. Para cada una de las posiciones, se realizan mediciones de atenuación para las al menos dos longitudes de onda distintas de la luz de irradiación, para una de las cuales la sangre tiene una absorción alta y para la otra de las cuales la absorción por la sangre es baja o comparable al tejido circundante. Preferiblemente, las mediciones de atenuación para múltiples articulaciones de un paciente se realizan simultáneamente. En la forma de realización preferida, todas las articulaciones de ambas manos se miden simultáneamente.

[0031] Como resultado, se realizan los pasos siguientes según la forma de realización: se realizan distintas mediciones de atenuación local para al menos una articulación y al menos otra porción de la parte del cuerpo 5; el flujo sanguíneo hacia la parte del cuerpo 5 a examen se bloquea temporalmente por medio de la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3 y se realizan distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación y la al menos otra porción; y el flujo sanguíneo se restaura y se realizan distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación y la al menos otra porción de la parte del cuerpo 5. En cada uno de los intervalos se realizan diferentes mediciones de atenuación para conseguir una medición de resolución temporal. Además, el comportamiento en función del tiempo de la al menos una articulación y la al menos otra porción de la parte del cuerpo 5 se analizan independientemente y una respecto a otra. El aprovechamiento de las mediciones para al menos dos longitudes de onda diferentes permite el análisis de la dinámica de perfusión y oxigenación.

[0032] Preferiblemente, múltiples articulaciones se miden simultáneamente y se analiza el comportamiento en función del tiempo de estas múltiples articulaciones unas con respecto a otras. Todavía más preferiblemente, todas las articulaciones de una parte del cuerpo 5 se miden simultáneamente. La Fig. 3 muestra una mano como

ejemplo de una parte del cuerpo 5 para ser examinada, y las posiciones de las articulaciones 6 están indicadas con puntos de mira (debería señalarse que no todas las articulaciones están provistas de señales de referencia). Las posiciones indicadas se pueden usar como posiciones para las mediciones de atenuación local y, adicionalmente, posiciones entre estas posiciones indicadas se pueden usar para mediciones de atenuación de referencia.

[0033] En la forma de realización mostrada en la Fig. 1, mediante la unidad de medición 2, la unidad de control 1 detecta las características espectrales de la parte del cuerpo 5 que contiene las articulaciones 6. Después de una medición de referencia, el flujo sanguíneo es bloqueado (como mínimo parcialmente) por la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3. La unidad de medición 2 ahora detecta cambios espectrales relacionados con el flujo sanguíneo reducido. Después de cierto tiempo, por ejemplo 30 segundos, el flujo sanguíneo es restaurado al accionar la unidad de bloqueo del flujo sanguíneo 3 de manera apropiada (por ejemplo liberando el manguito de presión). La unidad de medición 2 detecta cómo de rápido se restaura la perfusión en las articulaciones y en qué orden se restaura la perfusión. Preferiblemente, la recuperación de la perfusión también se compara entre articulaciones y otras áreas de la parte del cuerpo 5. Las articulaciones inflamadas tendrán una perfusión y oxigenación diferentes en comparación con las articulaciones sanas. Como resultado, el comportamiento espectral dinámico medido por la unidad de medición 2 será diferente.

[0034] La Fig. 5 muestra un ejemplo de los resultados de las mediciones de atenuación (en geometría de transmisión) realizadas simultáneamente. El trazo marcado con T1 corresponde a mediciones de atenuación local en una primera articulación, el trazo marcado con T2 corresponde a mediciones de atenuación local en una segunda articulación, y el trazo marcado con R1 corresponde a mediciones de atenuación local en una posición de referencia que no es una articulación. Las características A, B, C de las caídas que ocurren en los trazos pueden ser distintas. De este modo, una única caída se puede analizar y también la relación entre las caídas A, B, C en los distintos trazos T1, T2, y R1. Las articulaciones inflamadas pueden mostrar signos de alta perfusión tales como una caída aumentada en la transmisión en comparación con otras articulaciones o en comparación con una posición de referencia. También las diferencias temporales D, E entre los cambios en la transmisión entre los trazos T1, T2, y R1 se pueden usar como marcador para la inflamación y proporcionar información importante.

[0035] El comportamiento dependiente del tiempo de las articulaciones individuales, el comportamiento de las articulaciones unas respecto a otras y respecto a otras partes (que pueden hacer de referencia) se analiza.

[0036] En la forma de realización descrita anteriormente, la unidad de medición 2 se ha adaptado a mediciones en geometría de transmisión, es decir, la parte del cuerpo es irradiada desde un lado y la luz que pasa a través de la parte del cuerpo se mide en el lado opuesto. En una modificación de la forma de realización, la unidad de medición 2 se puede adaptar a mediciones de atenuación en geometría reflectante. En este caso, la irradiación y detección se realizan desde el mismo lado de la parte del cuerpo 5. En la geometría reflectante, los componentes ópticos 22 y 23 se pueden combinar. Resulta ventajoso separar la luz reflejada difusa de la luz de iluminación. Esto se puede conseguir, por ejemplo, por formación de imágenes por polarización espectral ortogonal (OPSI) o formación de imágenes de campo oscuro u otras técnicas adecuadas conocidas en la técnica.

[0037] Debe observarse que, en los ejemplos de realización, el flujo sanguíneo no necesita ser bloqueado completamente, sino que una reducción sustancial del flujo sanguíneo puede bastar.

[0038] Existe una pluralidad de diferentes maneras para la implementación de la unidad de medición 2. Es una característica esencial que se mida la recogida local de luz de múltiples porciones de la parte del cuerpo 5 que está a examen. Esto se puede conseguir, por ejemplo, por iluminación de un único punto cada vez y detectando un único punto correspondiente en la parte del cuerpo 5 y escaneando la posición del punto de iluminación y detección en la parte del cuerpo 5.

[0039] Otra posibilidad más preferida es iluminar toda la parte del cuerpo 5 y obtener una imagen de la luz transmitida (o reflejada) con una cámara CCD u otra cámara adecuada. Sin embargo, debido a la transmisión difusa, en este caso la resolución de la imagen es limitada y luz que viaja por ejemplo entre dedos puede sobrecargar el detector.

[0040] Una posibilidad también más preferida es iluminar un número discreto de puntos en la parte del cuerpo 5. Esta implementación tiene la ventaja que menos luz parásita alcanza el detector, lo que lleva a una resolución más alta y a que la intensidad de todos los puntos se pueda ajustar de manera que solo se requiera un rango dinámico limitado para el detector.

[0041] También es posible introducir la parte del cuerpo 5 que está a examen en un medio ópticamente coincidente, por ejemplo un fluido, para reducir los efectos de los límites ópticos y la caída del rango dinámico de intensidades en el detector. En dicha técnica se emplea un fluido con propiedades ópticas (tal como el coeficiente de absorción óptico y el coeficiente de dispersión reducida) similares a las del tejido.

[0042] Además, para detectar longitudes de onda diferentes, es posible alternar la longitud de onda de la iluminación. También es posible iluminar con todas las longitudes de onda requeridas simultáneamente y separan las longitudes de onda diferentes en la vía de detección, por ejemplo usando filtros o un espectrógrafo.

5 [0043] En una implementación preferida, múltiples partes del cuerpo (por ejemplo, ambas manos) se miden simultáneamente.

10 [0044] Aunque se ha descrito con respecto a la forma de realización que se usan al menos dos longitudes de onda para la iluminación, la invención no se restringe a ello. Por ejemplo, se puede usar un número mayor de longitudes de onda discretas o incluso un espectro completo en un rango determinado de longitudes de onda (por ejemplo, de 650 a 1000 nm). Sin embargo, adquirir un espectro completo requiere componentes más costosos en comparación con unas pocas longitudes de onda diferentes. Si se debe distinguir diferentes tipos de componentes de tejido (tales como grasa, agua, etc.), puede ser ventajoso usar más de dos longitudes de onda diferentes. El uso de más longitudes de onda ayuda a mejorar la exactitud del dispositivo, no obstante, con un
15 aumento del coste y la complejidad.

REIVINDICACIONES

1. Método de detección óptica del estado de las articulaciones; donde una parte del cuerpo (5) que comprende al menos una articulación (6) se irradia con luz; y la atenuación local de la luz por la parte del cuerpo (5) se detecta sustancialmente de manera simultánea como una medición de la atenuación en la posición de la al menos una articulación (6) y en la posición de al menos otra porción de la parte del cuerpo (5); y donde el flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo (5) es bloqueado al menos parcialmente de manera temporal y luego habilitado nuevamente; distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación (6) y para al menos otra porción de la parte del cuerpo (5) se realizan de manera sustancialmente simultánea al menos dos de las veces antes (I), durante (II), y después (III) del bloqueo del flujo sanguíneo; y donde los resultados de las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación (6) y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo (5) se comparan entre sí.
2. Método de detección óptica según la reivindicación 1, donde las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación (6) y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo se realizan antes (I), durante (II), y después (III) del bloqueo del flujo sanguíneo.
3. Método de detección óptica según cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, donde la al menos otra porción de la parte del cuerpo (5) es otra articulación.
4. Método de detección óptica según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde, para la al menos una articulación (6) y la al menos otra porción de la parte del cuerpo (5), se realizan distintas mediciones de atenuación local continuas antes del bloqueo del flujo sanguíneo (I), durante el bloqueo del flujo sanguíneo (II) y después del bloqueo del flujo sanguíneo (III).
5. Método de detección óptica según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde el flujo sanguíneo se bloquea por aplicación de presión.
6. Método de detección óptica según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde, durante la adquisición de las distintas mediciones de atenuación local, la parte del cuerpo (5) se introduce en un medio ópticamente coincidente.
7. Dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones; dispositivo que comprende: una unidad de medición (2) para irradiar con luz una parte del cuerpo (5) que comprende al menos una articulación (6) y detectar localmente y de manera sustancialmente simultánea una atenuación de la luz en la al menos una articulación (6) y al menos otra porción de la parte del cuerpo (5); una unidad de bloqueo del flujo sanguíneo (3) para bloquear el flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo (5); y una unidad de control (1) que controla el dispositivo de manera que:
 el flujo sanguíneo hacia y/o desde la parte del cuerpo (5) es bloqueado de manera temporal al menos parcialmente y luego es habilitado nuevamente; y
 las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación (6) y para al menos otra porción de la parte del cuerpo (5) se realizan de manera sustancialmente simultánea al menos dos de las veces antes (I), durante (II), y después (III) del bloqueo de flujo sanguíneo, y los resultados de las distintas mediciones de atenuación local para la al menos una articulación (6) y para la al menos otra porción de la parte del cuerpo (5) se comparan la una con la otra.
8. Dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones según la reivindicación 7, donde la unidad de bloqueo de flujo sanguíneo (3) está adaptada para bloquear el flujo sanguíneo por aplicación de presión.
9. Dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones según cualquiera de las reivindicaciones 7 y 8, donde la unidad de medición (2) comprende una unidad de fuente de luz (21) capaz de emitir luz de al menos dos longitudes de onda diferentes.
10. Dispositivo para la detección óptica del estado de las articulaciones según la reivindicación 9, donde la unidad de fuente de luz (21) comprende al menos dos láseres.

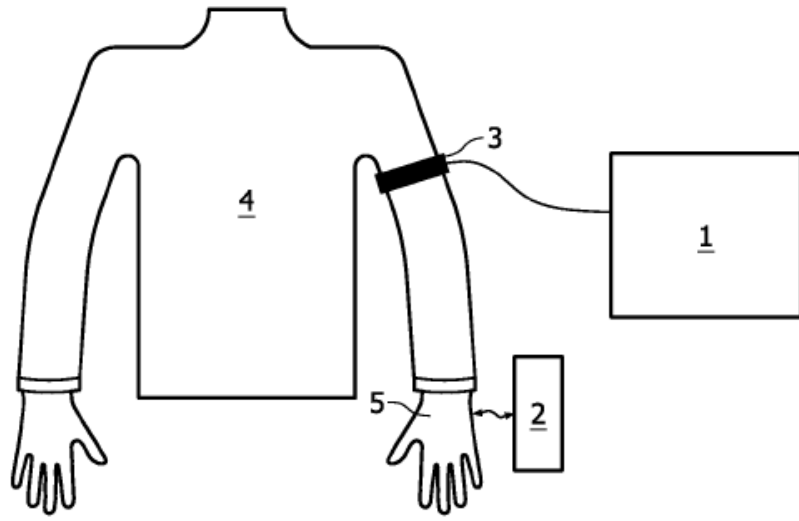


FIG. 1

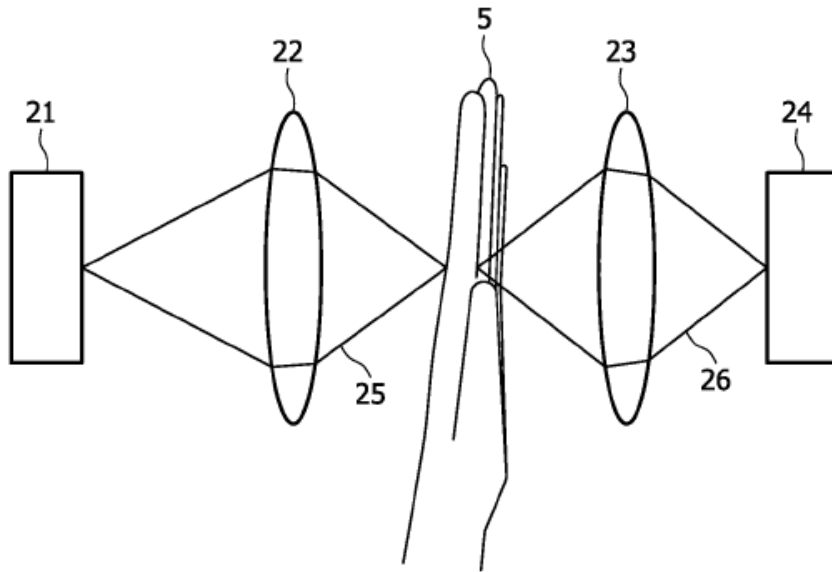


FIG. 2

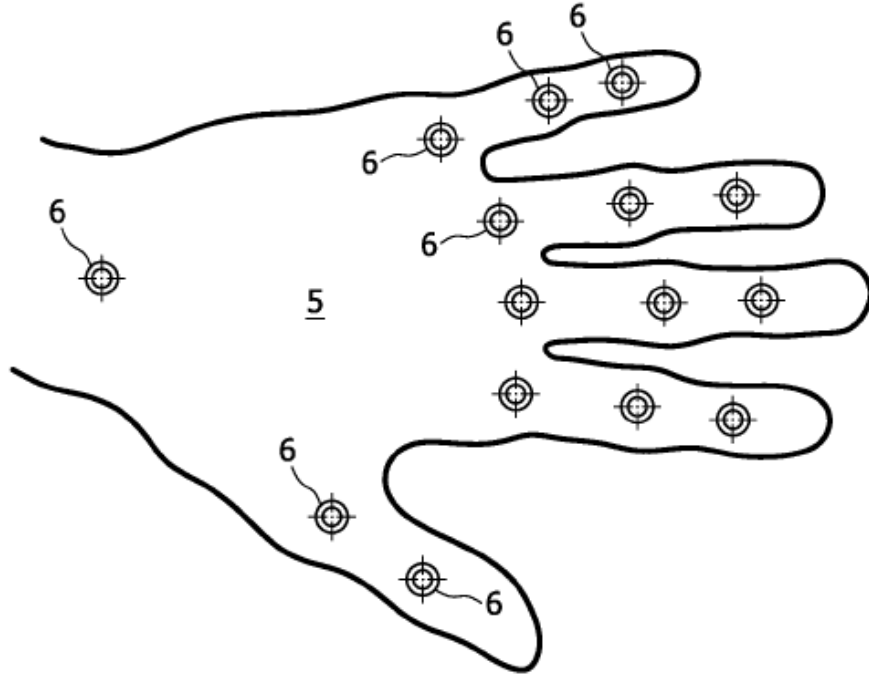


FIG. 3

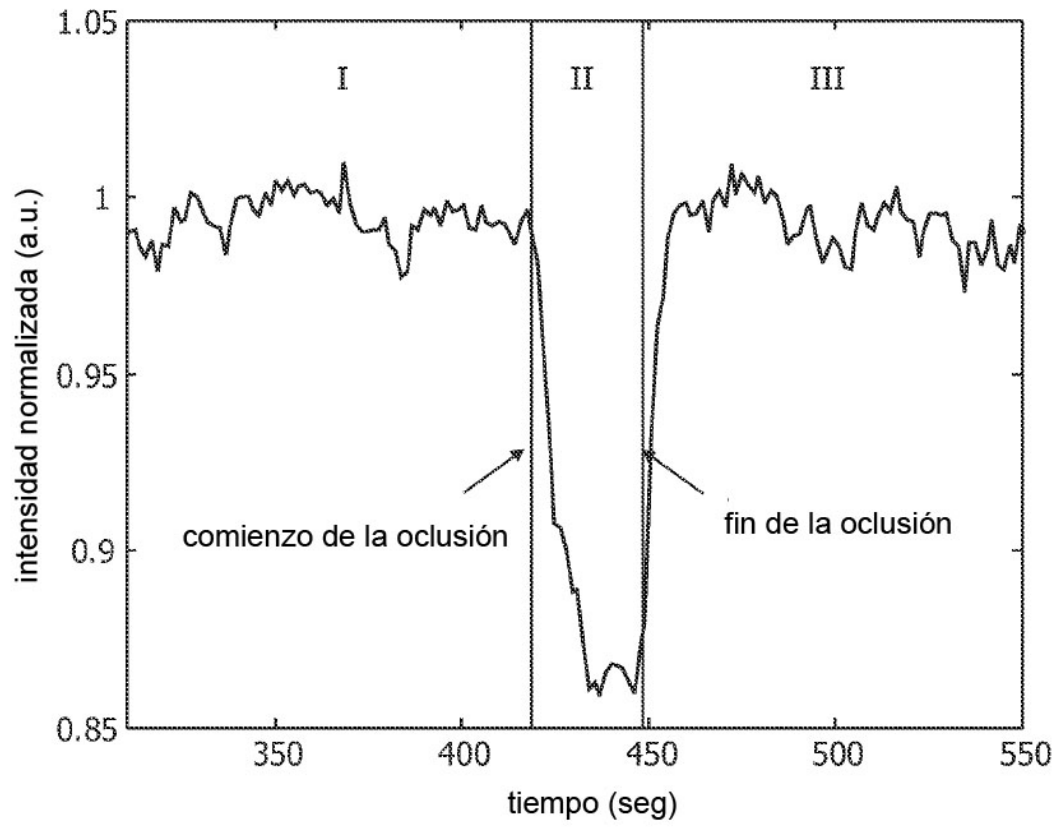


FIG. 4

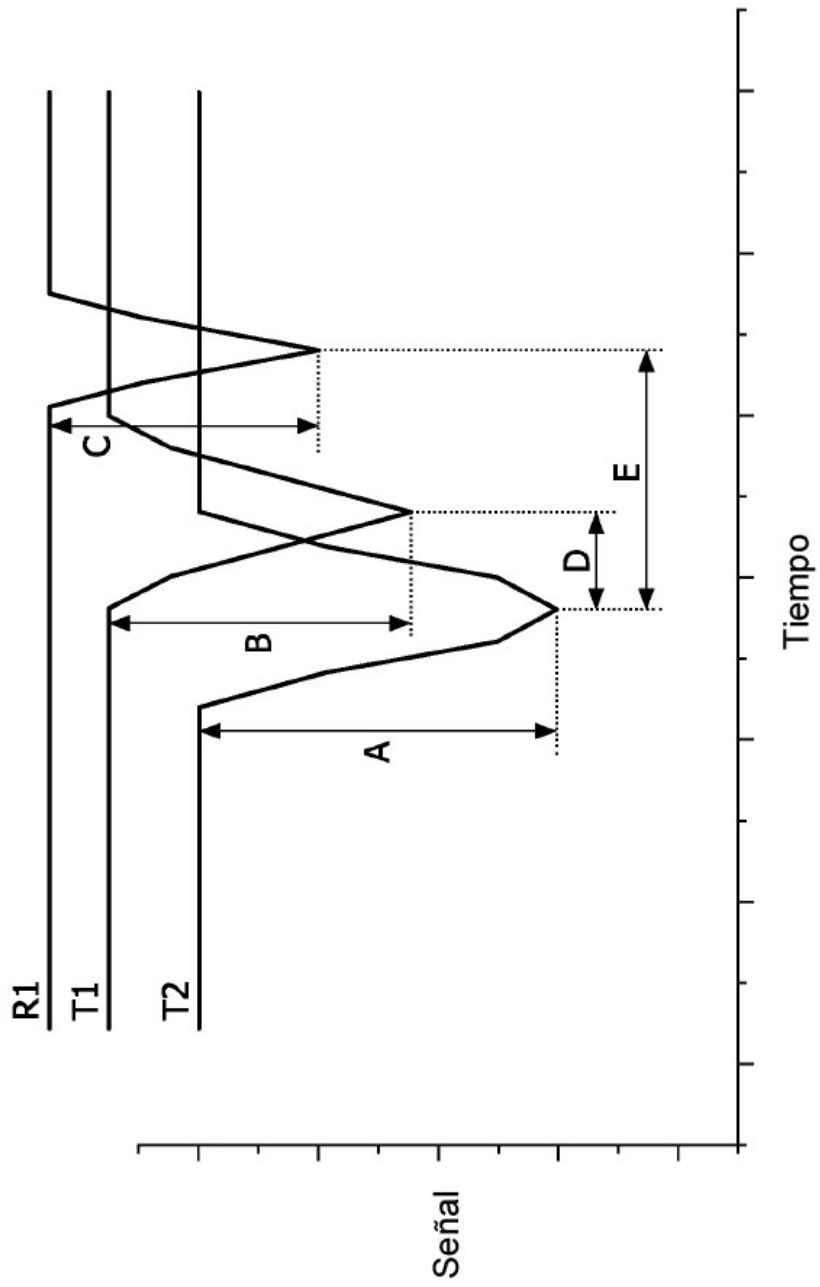


FIG. 5