

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 743 714**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/1459** (2006.01)

**A61B 5/1455** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.02.2012 PCT/EP2012/052778**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.11.2012 WO12150054**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.02.2012 E 12705282 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2019 EP 2704632**

54 Título: **Dispositivo de medición para medir parámetros cerebrales**

30 Prioridad:

**05.05.2011 CH 774112011**

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

**20.02.2020**

73 Titular/es:

**LUCIOLE MEDICAL AG (100.0%)  
Baslerstrasse 30  
8048 Zürich, CH**

72 Inventor/es:

**FRÖHLICH, JÜRIG HANS y  
MUSER, MARKUS HUGO**

74 Agente/Representante:

**CURELL SUÑOL, S.L.P.**

ES 2 743 714 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

Dispositivo de medición para medir parámetros cerebrales.

- 5 La invención se refiere a un dispositivo de medición para medir parámetros de un tejido corporal con una sonda alargada para la introducción en el tejido corporal según el preámbulo de la reivindicación 1, en particular a un dispositivo de medición para medir parámetros cerebrales por medio de un procedimiento de medición invasivo.

10 **Estado de la técnica**

- 10 Se conocen distintos procedimientos invasivos para el diagnóstico y tratamiento cerebrales, en los que se miden distintos parámetros cerebrales, tal como por ejemplo parámetros de la hemodinámica cerebral. Se miden por ejemplo parámetros con respecto a la concentración de hemoglobina desoxigenada y oxigenada, al tiempo de ciclo promedio de un indicador, al volumen de sangre cerebral, al flujo de sangre cerebral o al índice de oxígeno en tejidos. A los procedimientos de este tipo pertenecen, por ejemplo, la medición por espectroscopía de infrarrojo cercano (NIRS) o la pulsioximetría. Para el registro de parámetros cerebrales pueden realizarse por ejemplo mediciones subdurales, mediciones en la superficie cerebral, mediciones ventriculares o mediciones intraparenquimales.

- 20 Por el documento EP 1301119 B1 se conoce por ejemplo una sonda subdural y un dispositivo para la medición de la hemodinámica cerebral y saturación de oxígeno. Para ello la sonda comprende un primer conductor óptico, que conduce luz hacia el extremo distal de la sonda y por consiguiente hacia la cabeza y hacia el cerebro de un paciente, y un segundo conductor óptico, que conduce luz desde el extremo distal hacia un dispositivo de procesamiento colocado de manera proximal. Los conductores ópticos están dispuestos esencialmente de manera paralela uno con respecto a otro. En el extremo distal de los conductores ópticos están previstas unidades ópticas que desvían luz conducida por los conductores ópticos de la dirección de transmisión a lo largo de los conductores en un ángulo de por ejemplo 90 °. La luz se desvía debido a ello, por ejemplo, mediante las unidades ópticas desde una dirección de manera paralela a la duramadre verticalmente hacia el tejido cerebral. Los conductores ópticos y las unidades ópticas forman optodos de emisión y de recepción y están rodeados por una envoltura con forma alargada. La distancia de las unidades ópticas determina la profundidad de implantación hasta la que puede penetrar luz en el tejido y puede dispersarse hacia atrás. La luz reflejada o dispersada por el tejido cerebral se dirige a la segunda unidad óptica y debido a ello se alimenta desde una dirección de manera aproximadamente perpendicular a la dirección de transmisión en el conductor óptico y se conduce en dirección de transmisión hacia el dispositivo de procesamiento. La luz sale en el caso de una sonda de este tipo en dirección radial lateralmente y la luz reflejada y dispersada se captura de nuevo también en dirección radial en el mismo lado. En este caso, una parte significativa de la luz directamente en el lado de la sonda a lo largo de su superficie puede llegar al optodo de recepción sin penetrar por el tejido que va a medirse. Debido a ello puede alterarse y falsificarse la señal de medición. Además en el caso de una medición lateralmente de la sonda es difícil la localización de la zona de tejido medida.

- 40 Por el documento US 5.579.774 se conoce además un dispositivo para la medición del flujo sanguíneo en zonas cerebrales, que puede introducirse perpendicularmente en un tejido cerebral. El dispositivo presenta a lo largo de una sonda de medición alargada varios sensores para la realización de una medición por flujometría mediante láser Doppler. Los sensores están previstos en aberturas a lo largo de la longitud y del perímetro de la sonda de medición y en su punta. Los sensores se conectan por medio de conductores ópticos a una fuente de luz, que presentan en el extremo una superficie reflectante que desvía la luz esencialmente de manera perpendicular a la sonda de medición en el tejido inmediato. La distancia de los sensores debe ser a este respecto grande de tal manera que la luz que se emite por un sensor y se refleja o se dispersa por el tejido no pueda detectarse por otro sensor. La luz emitida y la luz recibida se emiten y se captan, por tanto, en este dispositivo de medición en la misma abertura en la sonda de medición. Debido a ello se limita mucho la zona medible dentro del tejido cerebral y las mediciones pueden falsificarse mediante el confinamiento de la abertura de emisión y de recepción.

- 55 El documento US 4.986.671 muestra una sonda de medición óptica para la medición de la presión, la temperatura y la velocidad de flujo en vasos sanguíneos. La sonda de medición puede verse en un catéter que se introduce en el vaso sanguíneo. La sonda de medición presenta un conductor óptico que conduce luz de distinta longitud de onda para la medición de los distintos parámetros hacia la punta de la sonda. En la punta de la sonda está previsto un elemento óptico elástico que forma una superficie convexa hacia el interior que está revestida con distintos materiales. La luz que se conduce por el conductor óptico hacia la superficie elástica del elemento óptico, se refleja allí. Los parámetros que van a medirse pueden determinarse a partir de la luz que se ha reflejado en la superficie elástica deformada, siendo característica la deformación para los valores de parámetros que van a medirse. En este procedimiento de medición no sale luz de la sonda de medición en el tejido inmediato, de modo que la zona de medición de la sonda en la zona inmediata es muy pequeña. Además no pueden determinarse algunos parámetros relevantes, tal como por ejemplo el contenido en oxígeno, con una sonda de medición de este tipo.

- 65 En el documento US 6.261.226 B1 se describe un endoscopio que puede controlarse de manera electrónica y que presenta en su extremo distal varios campos de medición. Cada campo de medición comprende un medio de

iluminación y un correspondiente medio de detección, que están conectados a una unidad de procesamiento a través de conductores de luz. Están previstos diversos campos de medición a lo largo del perímetro y en la punta del endoscopio, de modo que la zona de salida de los medios de iluminación está prevista lateralmente en el endoscopio y en el extremo distal. Los medios de detección que están asignados a los medios de iluminación, están dispuestos directamente junto al medio de iluminación y están orientados esencialmente en igual dirección, de manera que la señal de medición puede verse influida negativamente.

En el documento WO 2010/015094 se describe un catéter para la medición de la circulación sanguínea en un tejido corporal, estando previsto en una zona perimetral de una parte central un conductor óptico como emisor de luz para la emisión de un rayo de luz, que se desvía en una superficie de reflexión opuesta a la superficie de salida de luz en el tejido corporal y el rayo de luz absorbido y reflejado en el tejido corporal, reflejado por la superficie de reflexión, se acopla de nuevo en el conductor óptico. Debido a la proximidad inmediata de la superficie de salida y recepción, el volumen de medición y la cantidad de luz reflejada y recibida son pequeños, de modo que es pequeña también la sensibilidad.

### Objetivo de la invención

Un objetivo de la presente invención es crear un dispositivo de medición para la medición invasiva de parámetros de un tejido corporal, que permita una medición fiable y lo más precisa posible de distintos parámetros de un tejido corporal, simplifique una localización de la zona medida, altere sólo mínimamente el tejido inmediato durante la medición y presente una estructura sencilla.

Este y otros objetivos se solucionan por un dispositivo de medición para medir parámetros de un tejido corporal según la reivindicación independiente 1. De las reivindicaciones dependientes resultan configuraciones y/o variantes especiales.

Un dispositivo de medición para la medición de parámetros de un tejido corporal según la presente invención presenta una sonda alargada para la introducción en el tejido corporal. La sonda puede presentar, por ejemplo, una forma cilíndrica o bien una forma achatada. La sonda presenta una sección rígida en el extremo distal, tal como por ejemplo una envoltura rígida o una carcasa rígida, con la que puede introducirse ésta en el tejido corporal. Como rígida ha de entenderse ya una sección de este tipo cuando existe una suficiente estabilidad para poder introducir la sonda en el tejido corporal. Por regla general, una sección de este tipo es más rígida que un elemento posterior de la sonda, tal como por ejemplo un tubo flexible de catéter o similar, pero puede presentar no obstante una cierta flexibilidad o elasticidad para permitir una introducción suave. La sección rígida puede estar colocada en un extremo de un conducto flexible, tal como por ejemplo en un tubo flexible de catéter. Está previsto por lo menos un conductor óptico o eléctrico para la transmisión de rayos de luz, que discurre esencialmente a lo largo del eje longitudinal de la sonda dentro de la sonda y por ejemplo se conduce por el conducto flexible hacia la sonda. La sonda comprende una zona de salida, de la que salen rayos de luz emitidos por el conductor óptico de la sonda al tejido corporal, tras lo cual los rayos de luz se reflejan, dispersan y/o absorben en el tejido corporal. Además la sonda presenta por lo menos una zona de recepción, a través de la que entran en la sonda rayos de luz de entrada reflejados y/o dispersados en el tejido corporal por ejemplo en un fotosensor y/o en un conductor óptico. Para el caso del conductor óptico están previstos unos conductores ópticos separados para un rayo de luz emitido y un rayo de luz de entrada reflejado, o bien dispersado dentro de la sonda. Sin embargo no está excluido que un conductor óptico pueda transmitir un rayo de luz que para la medición de los parámetros salga de la sonda, y también un rayo de luz que se haya reflejado o dispersado en el tejido corporal. El por lo menos un conductor óptico o en el caso del fotosensor por lo menos un conductor eléctrico puede transmitir los rayos de luz de entrada como señal de medición a un dispositivo de procesamiento, que a partir de los rayos de luz de entrada determina los parámetros que van a medirse. Esto puede realizarse por ejemplo de manera conocida mediante análisis de la intensidad de la luz o de las longitudes de onda de los rayos de luz de entrada en comparación con los rayos de luz emitidos. El dispositivo de procesamiento puede usarse también para el control de los rayos de luz emitidos.

Según la presente invención está prevista la zona de salida en el extremo distal de la sonda y está orientada en dirección longitudinal de la sonda. Por consiguiente, ésta está orientada en dirección de radiación de los rayos de luz conducidos en el conductor óptico. La zona de salida puede encontrarse en un lado frontal de la sonda. La zona de salida puede estar configurada por lo menos de manera aproximadamente simétrica alrededor del eje longitudinal y puede formar la terminación distal de la sonda. Preferentemente la normal a la superficie de la zona de salida coincide con el eje longitudinal de la sonda. Los rayos de luz emitidos por la zona de salida salen en dirección longitudinal de la dirección longitudinal de la sonda de ésta en dirección radial. Según esto, la dirección de dispersión de los rayos de luz emitidos presenta por lo menos una proporción vectorial que está orientada de manera paralela al eje longitudinal de la sonda, o bien del conductor óptico de emisión, en dirección del tejido corporal que se encuentra delante de la sonda. Los rayos de luz emitidos pueden formar un haz de rayos de luz, que salen por ejemplo en línea recta a lo largo del eje longitudinal de la zona de salida o bien se emiten también de manera simétrica alrededor del eje longitudinal, por ejemplo en un ángulo con respecto al eje longitudinal a modo de cono.

La por lo menos una zona de recepción está prevista distanciada con respecto al extremo distal de la sonda y por

consiguiente también distanciada con respecto a la zona de salida en una zona perimetral lateral de la sonda. Por consiguiente, la zona de recepción en está configurada dirección radial con respecto al eje longitudinal. La zona de recepción puede estar proporcionada por ejemplo mediante una abertura o una ventana transparente en el revestimiento de la sonda. La zona de recepción sirve para captar luz dispersada o reflejada en el tejido corporal. Los rayos de entrada se topan para ello por ejemplo con un fotosensor, que está previsto en la zona de recepción y está conectado con un conductor eléctrico, o se alimentan a un conductor óptico por medio de un elemento óptico que está dispuesto en la sonda. Pueden estar previstas varias zonas de recepción distribuidas alrededor de la sonda o en dirección longitudinal de la sonda. En este caso, puede estar previsto para cada zona de recepción un conductor eléctrico u óptico propio o se usa un conductor óptico común. Con la zona de recepción pueden registrarse preferentemente tanto rayos de luz de entrada que discurren esencialmente de manera radial al eje de la sonda, o sea de manera perpendicular a la zona de recepción, como también que discurren de manera aproximadamente paralela al eje de la sonda así como todos los rayos de entrada que discurren en un ángulo entre estas orientaciones.

En un procedimiento para la medición de parámetros de un tejido corporal con un dispositivo de medición descrito anteriormente salen rayos de luz emitidos por la sonda, o bien por el conductor de luz por lo menos parcialmente en dirección longitudinal en el extremo distal de la sonda de ésta y de nuevo entran en ésta de manera distanciada a esta zona de salida en una zona perimetral lateral de la sonda, estando sometidos los rayos de luz de entrada producidos en una zona de recepción con respecto a rayos de luz emitidos por la zona de salida a una desviación de más de 90°. Dado que la dirección de dispersión de los rayos de luz emitidos presenta por lo menos una proporción vectorial pequeña, que está orientada desde la sonda de manera distal hacia delante, o sea fuera de la por lo menos una zona de recepción, éstos deben desviarse en más de 90° para alcanzar una zona de recepción y registrarse como señal de medición. La parte predominante de los rayos de luz emitidos se emite por regla general a lo largo del eje longitudinal de la sonda, de modo que no sea necesaria predominantemente una desviación de más de 190° para que los rayos de luz de entrada puedan toparse con la zona de recepción. Por tanto se garantiza que los rayos de luz emitidos hayan experimentado una desviación mediante reflexión o dispersión en el tejido corporal, antes de que entren éstos como rayos de luz de entrada en la zona de recepción. Puede excluirse una salida de la sonda y entrada inmediata en la sonda, sin que haya tenido lugar una interacción con el tejido corporal, tal como puede realizarse esto en el caso de sondas de medición convencionales por ejemplo debido a que la zona de recepción y la zona de salida son idénticas o que discurren los rayos de luz emitidos a lo largo de la sonda por ejemplo dentro de un canal guía para la sonda sin entrar en el tejido corporal. Los rayos de luz no pueden tomar ningún recorrido por bypass.

Por regla general, una parte predominante de los rayos de luz emitidos por lo menos aproximadamente a lo largo del eje longitudinal de la sonda, o bien del conductor óptico, sale de la sonda y entra de nuevo en ésta preferentemente de manera aproximadamente radial al eje longitudinal de la sonda en la zona de recepción. Por consiguiente una parte predominante de los rayos de luz emitidos hasta la entrada en una zona de recepción se somete a una desviación en un rango de aproximadamente 270 °.

Por tanto, en un dispositivo de medición según la presente invención, la zona de salida y la zona de entrada pueden encontrarse muy juntas y la sonda puede construirse de manera más corta, sin que se vea influida negativamente debido a ello la señal de medición. Por consiguiente se solicita menos el tejido corporal durante la introducción del dispositivo de medición. Mediante una disposición simétrica de la zona de salida y de las zonas de entrada alrededor del eje longitudinal de la sonda puede determinarse la zona del tejido que se mide de manera sencilla mediante localización de la posición de la sonda. No es necesario detectar una orientación de la sonda en una determinada posición. Con el procedimiento pueden detectarse por ejemplo parámetros en relación al flujo sanguíneo, valores de hemoglobina, el agua depositada en el tejido cerebral o diversos marcadores.

Siempre que se conozca la orientación de la sonda y se usen conductores eléctricos u ópticos individuales para distintas zonas de recepción, puede realizarse la evaluación de parámetros para determinadas zonas parciales alrededor de la sonda que están asignados a una zona de recepción. Con ello puede afinarse la evaluación de los parámetros.

En una forma de realización del dispositivo de medición está prevista una distancia entre una zona de salida y una zona de recepción comprendida entre 1 y 40 mm, preferentemente entre 3 y 20 mm. Preferentemente están dispuestas varias zonas de recepción a igual distancia a la zona de salida distribuidas alrededor del perímetro de la sonda. Pueden estar dispuestas por ejemplo dos zonas de recepción diametralmente opuestas o tres, cuatro o más zonas de recepción dispuestas preferentemente de manera simétrica distribuidas alrededor del perímetro. La sección fija de la sonda, por ejemplo en forma de una envoltura rígida o de una carcasa rígida, presenta en una forma de realización como máximo una longitud de 50 mm, preferentemente ésta presenta una longitud en el rango de 20 mm y de manera especialmente preferente de 12 mm.

En una variante puede estar prevista la zona de salida por ejemplo como abertura de salida o ventana de salida en la carcasa de la sonda o una envoltura de sonda, a través de la que los rayos de luz emitidos por el conductor de luz salen de la sonda.

En otra variante del dispositivo de medición la zona de salida puede comprender un elemento óptico que finaliza el extremo distal de la sonda. El elemento óptico puede presentar una superficie convexa o a modo de cono dirigida hacia fuera, estrechándose el diámetro radial en dirección distal. Los rayos de luz emitidos por el conductor óptico discurren, por consiguiente, a través del elemento óptico antes de que salgan de la sonda. El elemento óptico puede formar incluso la zona de salida. El elemento óptico puede estar constituido por el mismo material que una envoltura alrededor de la sonda o que la carcasa de la sonda. Por ejemplo, el elemento óptico puede estar constituido por resina epoxi o un material comparable en relación a sus propiedades ópticas, tal como por ejemplo policarbonato, vidrio, acrilato, polipropileno, poliimida. Es ventajoso que el elemento óptico esté constituido por un material con un índice de refracción más alto que el tejido adyacente o la materia adyacente. Por consiguiente, los rayos de luz que salen del conductor óptico, que discurren por el elemento óptico, salen en la superficie del elemento óptico de manera que se doblan alejándose del eje longitudinal de la sonda. Básicamente es concebible también el uso de una rejilla como elemento óptico, que está empotrado por ejemplo en un material que se dispone sobre el conductor óptico. Preferentemente, se ensancha el rayo de luz emitido en el elemento óptico en el extremo distal de la sonda para dar un cono de luz, que engloba una zona del tejido corporal más grande que un rayo de luz que sale directamente de un conductor óptico. El elemento óptico desvía los rayos de luz emitidos por el conductor óptico, por consiguiente, en dirección de la por lo menos una zona de recepción de manera que una proporción vectorial de la dirección de dispersión permanece en dirección distal. El elemento óptico está configurado preferentemente de manera simétrica alrededor del eje longitudinal de la sonda y forma la terminación distal de la sonda, que penetra en el tejido corporal. La zona colocada lo más distal del elemento óptico preferentemente está formada roma, o bien de manera curvada, por ejemplo en forma de esfera o de manera elíptica. El elemento óptico puede estar constituido por material macizo. Éste puede sellar la abertura de salida del conductor óptico emisor. Básicamente, el elemento óptico puede presentar un revestimiento sobre su superficie, que facilita por ejemplo la introducción de la sonda en el tejido corporal o fomenta la difracción de los rayos de luz.

Además, el dispositivo de medición puede presentar en una zona de extremo distal de la sonda una superficie de reflexión con una abertura a través de la cual desemboca el conductor óptico. Los rayos de luz emitidos se conducen entonces por la abertura y se emiten en dirección distal detrás de la superficie de reflexión. La superficie de reflexión puede cerrar un espacio hueco de la sonda, que aloja el por lo menos un conductor óptico. Un extremo del conductor óptico que emite rayos de luz puede sobresalir una pequeña parte por la superficie de reflexión o puede terminar de manera enrasada con ésta. La superficie de reflexión está orientada preferentemente de manera perpendicular al eje longitudinal de la sonda, o bien a la dirección de radiación del conductor óptico. La superficie de reflexión sirve para reflejar de vuelta rayos de luz, que se reflejan o se dispersan en dirección de la zona de salida, en dirección del tejido corporal.

Para la medición de los parámetros en el tejido corporal pueden usarse rayos de luz con distintas longitudes de onda. Preferentemente se usa luz en la región de infrarrojo con una o varias longitudes de onda en el rango entre 600 nm y 1000 nm. Pueden usarse también rayos de luz con determinadas longitudes de onda distintas que se envían de manera temporalmente desplazada y pulsada al tejido corporal.

Básicamente pueden estar previstos también otros sensores en la sonda, tal como por ejemplo sensores para la medición de la temperatura o presión.

Un dispositivo de medición según la presente invención es adecuado especialmente para la medición de tejido cerebral, introduciéndose la sonda en el tejido por lo menos de manera aproximadamente perpendicular a la superficie del cráneo. Dado que la radiación de los rayos de luz se realiza por lo menos parcialmente en dirección distal, es decir en dirección de introducción de la sonda en el tejido, la sonda debe introducirse de manera menos alejada en el tejido, que en el caso de una radiación radial, para poder medir la misma zona de tejido. Debido a ello se reduce un daño del tejido mediante la introducción de la sonda.

## Breve descripción de los dibujos

A continuación se representan formas de realización preferidas de la invención por medio de los dibujos, que sirven únicamente para la explicación y no han de interpretarse de manera limitativa. Las características de la invención que se vuelven evidentes a partir de los dibujos deben considerarse de manera individual y en cualquier combinación como pertenecientes a la divulgación de la invención. En los dibujos muestran:

- la figura 1: representación tridimensional de un dispositivo de medición según la presente invención,
- la figura 2: corte longitudinal a través de un dispositivo de medición según la figura 1, y
- la figura 3: vista en detalle de un extremo distal de un dispositivo de medición con un elemento óptico.

A continuación se entiende por una dirección distal aquella dirección en la que mira un extremo de un dispositivo de medición que se introduce en el tejido corporal. Este extremo es por consiguiente el extremo distal.

En las figuras 1 y 2 se muestra un dispositivo de medición para medir parámetros de un tejido corporal con una sonda 1 alargada para la introducción en el tejido corporal. El dispositivo de medición comprende por lo menos un primer conductor óptico 2 y un segundo conductor óptico o un conductor eléctrico 3, que se conducen en un

5 conducto 4 a través de una carcasa 12 cilíndrica fija de la sonda 1. El primer conductor óptico 2 transmite rayos de luz desde una fuente de luz (no mostrada) a un extremo distal de la sonda 1. La sonda 1 presenta una zona de salida 5, de la que rayos de luz emitidos por el conductor óptico, del primer conductor óptico salen de la sonda al tejido corporal. Además, la sonda 1 presenta dos zonas de recepción 6 opuestas, mediante las cuales entran 1 como rayos de luz de entrada en la sonda rayos de luz reflejados y/o dispersados en el tejido corporal. Los rayos de luz de entrada se transfieren a través del segundo conductor óptico o un conductor eléctrico 3. Está previsto por ejemplo un dispositivo de procesamiento (no mostrado), por ejemplo en forma de un ordenador, que controla la emisión de rayos de luz y recibe los rayos de luz de entrada como señal de medición y procesa éstos de manera que a partir de esto se determinan parámetros del tejido corporal. Además la sonda de medición comprende un sensor de presión 13 y un sensor de temperatura 14.

15 La zona de salida 5 en el extremo distal de la sonda 1 está orientada en dirección longitudinal de la sonda, es decir una normal a la superficie o un eje de simetría de la zona de salida 5 señala en dirección al eje longitudinal. Los rayos de luz emitidos salen por consiguiente por lo menos parcialmente en dirección longitudinal de la sonda desde ésta. Las zonas de recepción 6 opuestas están previstas en una zona perimetral lateral de la sonda 1 y están dispuestas distanciadas de la zona de salida 5. Las zonas de recepción 6 presentan por ejemplo una fotocélula 7, con la que pueden captarse los rayos de luz de entrada. Las zonas de recepción 6, o bien las fotocélulas, están orientadas en la forma de realización representada en dirección radial con respecto al eje longitudinal de la sonda, es decir su normal a la superficie se encuentra perpendicular al eje longitudinal de la sonda. La distancia entre la zona de salida 5 y las zonas de recepción 6 asciende por ejemplo a 5 mm.

25 Tal como es evidente en la figura 1, un haz 8 de rayos de luz emitidos sale en una gran parte esencialmente en dirección longitudinal de la sonda 1 y entra en el tejido corporal que se encuentra en dirección distal delante de la sonda 1. En el tejido corporal se dispersan, se reflejan y/o se absorben los rayos de luz y por consiguiente se desvían de su dirección original y se modifican en su intensidad. Una parte de los rayos de luz desviados entra de nuevo en las zonas de recepción 6 en la sonda 1 y se transmite como señal de medición al dispositivo de procesamiento. Dado que los rayos de luz emitidos se emiten por lo menos parcialmente en dirección distal, éstos deben experimentar por lo menos una desviación de 90° para poder llegar a una de las zonas de recepción 6.

30 En la figura 3 se muestra otra forma de realización de un dispositivo de medición según la presente invención, en el que en el extremo distal de la sonda 1 está prevista una superficie de reflexión 9 y un elemento óptico 10 dispuesto sobre ésta. La superficie de reflexión 9 cierra una cavidad 11 interna de la sonda 1 en dirección distal, estando guiado el primer conductor óptico 2 en una pequeña parte a través de la abertura de la superficie de reflexión 9 y terminando delante del elemento óptico 10. La zona de reflexión 9 presenta por lo menos en el lado distal una superficie reflectante que es adecuada para reflejar los rayos de luz generados por la fuente de luz. Los rayos de luz emitidos se irradian mediante el material del elemento óptico 10 y por lo menos durante la salida de la superficie del elemento óptico 10 se doblan alejándose del eje longitudinal de la sonda. Para ello está previsto el elemento óptico 10 de un material que es ópticamente más denso que la materia adyacente del tejido corporal y presenta una superficie convexa hacia fuera, que discurre de manera simétrica alrededor del eje longitudinal. El elemento óptico 10 desvía por consiguiente los rayos de luz emitidos, antes de que estos salgan de la zona de salida de la sonda. Siempre que una parte de los rayos de luz se reflejen de vuelta a la superficie del elemento óptico, pueden reflejarse éstos en la superficie de reflexión 9 y por consiguiente pueden irradiarse de nuevo de vuelta al tejido corporal.

45 **Lista de números de referencia**

- 1 sonda
- 2 primer conductor óptico
- 3 segundo conductor óptico
- 50 4 conducto
- 5 zona de salida
- 6 zona de recepción
- 7 fotocélula
- 8 haz de rayos
- 55 9 superficie de reflexión
- 10 elemento óptico
- 11 cavidad
- 12 carcasa
- 13 sensor de presión
- 60 14 sensor de temperatura

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Dispositivo de medición para medir parámetros de un tejido corporal con una sonda (1) alargada para la introducción en el tejido corporal, que comprende:
- por lo menos un conductor óptico (2) para transmitir rayos de luz, que discurre a lo largo del eje longitudinal de la sonda dentro de la sonda,
  - 10 - una zona de salida (5), desde la que los rayos de luz emitidos por el conductor óptico salen de la sonda al tejido corporal, presentando los rayos de luz emitidos una o varias longitudes de onda en el rango comprendido entre 600 nm y 1000 nm y
  - 15 - por lo menos una zona de recepción (6), a través de la que los rayos de luz reflejados y/o dispersados en el tejido corporal, que han salido de la zona de salida (5), entran como rayos de luz de entrada en un fotosensor o en un conductor óptico (2; 3) en la sonda, caracterizado por que
  - 20 - la zona de salida (5) está prevista en el extremo distal de la sonda (1) y está orientada en dirección longitudinal de la sonda (1), de modo que los rayos de luz emitidos salen de la sonda en dirección longitudinal del eje longitudinal de ésta, y
  - la por lo menos una zona de recepción (6) distanciada con respecto a la zona de salida (5) está prevista en una zona perimetral lateral de manera radial al eje longitudinal de la sonda.
- 25 2. Dispositivo de medición según la reivindicación 1, caracterizado por que están previstas varias zonas de recepción (6) distribuidas en dirección perimetral alrededor de la sonda (1).
- 30 3. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que un haz (8) de rayos de luz emitidos está focalizado esencialmente de manera que éstos salen del conductor óptico (2) de manera simétrica alrededor del eje longitudinal de la sonda (1).
- 35 4. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que una distancia entre una zona de salida (5) y una zona de recepción (6) asciende a entre 1 y 40 mm.
5. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la sonda (1) presenta una sección (12) rígida que presenta como máximo una longitud de 50 mm.
- 40 6. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la zona de salida (5) comprende un elemento óptico (10) que finaliza el extremo distal de la sonda (1).
- 45 7. Dispositivo de medición según la reivindicación 6, caracterizado por que el elemento óptico (10) está constituido por un material con un índice de refracción mayor que una materia adyacente del tejido corporal.
8. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones 6 o 7, caracterizado por que el elemento óptico (10) está constituido por resina epoxi y/o por ejemplo policarbonato, vidrio, acrilato, polipropileno, poliimida.
- 50 9. Dispositivo de medición según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que está prevista una superficie de reflexión (9) con una abertura, a través de la cual desemboca el conductor óptico (2), siendo los rayos de luz emitidos conducidos a través de la abertura y en dirección distal detrás de la superficie de reflexión.
10. Dispositivo de medición según la reivindicación 9, caracterizado por que el elemento óptico (10) está dispuesto en dirección distal detrás de la superficie de reflexión (9).

