

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 491 568**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/05** (2006.01)

**A61B 5/145** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.11.2010** **E 10192473 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.05.2014** **EP 2457508**

54 Título: **Dispositivo para registrar un parámetro de hemograma**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**08.09.2014**

73 Titular/es:

**EESY-ID GMBH (50.0%)**  
**Akilindastrasse 10a**  
**82166 Gräfelting, DE y**  
**FRIEDRICH-ALEXANDER-UNIVERSITÄT**  
**ERLANGEN-NÜRNBERG (50.0%)**

72 Inventor/es:

**FISCHER, GEORG**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 491 568 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 para registrar un parámetro de hemograma

5 La presente invención pertenece al sector del registro de una concentración de un componente de la sangre, por ejemplo azúcar, en la sangre que fluye a través de un vaso sanguíneo.

Para determinar un parámetro de hemograma, como ejemplo una concentración de un componente de la sangre, se puede extraer sangre de manera invasiva. Luego el parámetro de hemograma se puede determinar en la sangre extraída mediante tiras de ensayo normalizadas cuyos valores de resistencia eléctrica dependen de la concentración del componente de la sangre, por ejemplo azúcar. El respectivo valor de resistencia eléctrica se puede registrar por ejemplo empleando un aparato medidor de azúcar en sangre que efectúe una medición de resistencia con corriente continua para detectar un valor de resistencia eléctrica de una tira de ensayo. El valor de resistencia se puede convertir por cálculo en una concentración de azúcar en sangre gracias a una relación bien conocida entre ambas. Para lograr que la determinación tenga una gran exactitud cada tira de ensayo va provista de datos de calibración, por ejemplo un valor de resistencia que sirva de referencia o una codificación adecuada, lo cual permite compensar las variaciones de las propiedades de las tiras de ensayo. Sin embargo los procedimientos invasivos tienen la desventaja de requerir la extracción de sangre y por tanto producir una herida al paciente. Además es laborioso registrar continuamente una concentración de un componente sanguíneo para, por ejemplo, determinar su curva de evolución diaria. Por otra parte, en un procedimiento invasivo no se puede determinar con exactitud el intervalo de tiempo entre una ingestión de alimento y, por ejemplo, una subida de azúcar en la sangre. En el caso concreto de una baja concentración de azúcar en la sangre tampoco se puede determinar con exactitud el momento adecuado para administrar insulina al paciente.

25 Para determinar un parámetro de hemograma de forma no invasiva, por ejemplo una concentración o composición de sustancias en la sangre, se pueden utilizar procedimientos espectroscópicos de microondas. La espectroscopia de microondas para determinar parámetros de hemograma se basa en el acoplamiento de una señal de microondas en un tejido irrigado por la sangre y en el registro de una absorción de la energía de microondas acoplada que depende de la frecuencia.

30 La patente WO 20077003955 A1 se refiere a un procedimiento y a un aparato para medir una concentración de componentes de la sangre. El aparato comprende una fuente de energía de microondas para generar un intervalo de frecuencias de microondas. Una parte de estas frecuencias de microondas se lanzan mediante una primera antena a una estructura tisular. Se utiliza una segunda antena para recibir las microondas emitidas por la primera. Se prevé un procesador de datos para calcular la concentración de los componentes sanguíneos mediante una frecuencia de resonancia detectada.

35 La patente US 6,332,087 B1 describe un sistema de espectroscopia no invasivo que proporciona imágenes. Para ello se emplea un conjunto transmisor-receptor compuesto por una serie de unidades de transmisión-recepción.

40 La patente WO 20101105373 A1 se refiere a un aparato para medir, al menos, un parámetro que depende de la permitividad dieléctrica de un tejido.

45 La patente US 201010069731 A1 se refiere a un sistema y un método no invasivo para medir azúcar en sangre en tiempo real. Hay uno o varios nodos transmisores conectados a un emisor que se usan para acoplar radiación electromagnética, mientras que uno o más nodos receptores están conectados a un receptor para captar la radiación emitida por los nodos transmisores.

50 La patente US 2008/0200790 A1 se refiere a un aparato de medición de azúcar en sangre, que comprende dos elementos sensores para emitir y recibir radiación electromagnética.

En la publicación de Andreas Caduff y otros, "Non-invasive glucose monitoring in patients with Type 1 diabetes: A multi-sensor system combining sensors for dielectric and optical characterization of skin" [*Control no invasivo de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1: sistema multisensor para la caracterización dieléctrica y óptica de la piel*], Biosensors and Bioelectronics 24 (2009) 2778-2784 se describe un dispositivo de varios electrodos para la medición de un parámetro de hemograma basada en microondas. El dispositivo multi-electrodo comprende varios pares de electrodos con distintos espacios entre ellos, a través de los cuales se pueden crear señales de microondas de diversa profundidad de penetración. El parámetro de hemograma se registra mediante una medición de impedancia, es decir monopuerta, y por tanto es sensible a errores en caso de cualquier desajuste de impedancia. Debido a las distintas profundidades de penetración a veces no es posible distinguir entre sangre capilar y venosa, lo cual puede falsear los resultados. En general la medición de un parámetro de hemograma en sangre venosa es más exacta que sangre capilar, ya que, por ejemplo, las variaciones del contenido de azúcar en la sangre aparecen en la sangre capilar con retraso respecto a la sangre venosa.

65 En las publicaciones de Buford Randal Jean y otros, "A microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement" [*Sensor de frecuencias de microondas para la medición no invasiva de glucosa en la sangre*], SAS

2008 - IEEE Sensors Applications Symposium, Atlanta, GA, 12-14 de febrero de 2008, y de M. McClung, "Calibration methodology for a microwave non-invasive glucose sensor" [*Metodología de calibración para un sensor no invasivo de glucosa por microondas*], tesis doctoral, Universidad de Baylor, mayo de 2008, se describe otro dispositivo de electrodos para determinar la concentración de azúcar en la sangre. En este caso se aprovecha que las propiedades dieléctricas de la sangre dependen de su contenido en azúcar. A apretar un pulgar sobre el sensor de microondas se produce una variación de la constante dieléctrica de aquél, que es medida por la asintonía de un resonador. Sin embargo al apretar el pulgar se desplaza sangre, lo cual puede falsear los resultados de la medición. Además las mediciones no se pueden realizar de una manera continua. La valoración de los datos medidos para determinar la concentración de azúcar en la sangre depende también de cada paciente y por tanto no es reproducible en otros. En este método tampoco se puede regular a qué profundidad penetra el efecto de las microondas, lo cual no permite distinguir entre sangre capilar y venosa. Además la variación de la constante dieléctrica se realiza basándose en una medición monopuerta, que es propensa a desajustes.

Por tanto el objeto de la presente invención es desarrollar un método más exacto para el registro de un parámetro de hemograma, como por ejemplo una concentración de azúcar en sangre.

Este objetivo se resuelve según las características de las reivindicaciones independientes. Los perfeccionamientos ventajosos son objeto de las reivindicaciones dependientes.

La presente invención se basa en el conocimiento de que un parámetro de hemograma se puede determinar con exactitud por medio de microondas cuando éstas se acoplan directamente en el vaso sanguíneo, lo cual permite realizar la determinación mediante la sangre venosa.

Para ello se aprovecha además el conocimiento de que un vaso sanguíneo, el tejido adiposo que lo rodea y una capa de piel se pueden tomar como un sistema dieléctrico de guía de ondas en el cual se pueden propagar ondas transversales tanto eléctricas como magnéticas. Para acoplar selectivamente microondas en el vaso sanguíneo se pueden prever por ejemplo varias antenas, tanto en el lado de la transmisión como en el de la recepción. Mediante una permutación de todas las combinaciones de antenas se puede elegir por ejemplo aquel par de antenas provisto de una antena emisora para una antena receptora que vaya asociado a las menores pérdidas de acoplamiento. El par de antenas elegido se puede usar luego para registrar el parámetro de hemograma mediante microondas.

Según un aspecto, la presente invención se refiere a un dispositivo para registrar un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo, que incluye un transmisor con una serie de antenas para emitir al menos una señal, un receptor con una serie de antenas para recibir al menos una señal, un procesador diseñado para seleccionar una primera configuración de registro formada por una antena de la serie de antenas emisoras y por una antena de la serie de antenas receptoras y una segunda configuración de registro formada por una antena de la serie de antenas emisoras y por una antena de la serie de antenas receptoras, un detector de pérdidas diseñado para registrar un primer valor de pérdida basado en una señal recibida correspondiente a la señal emitida al seleccionar la primera configuración de registro y un segundo valor de pérdida basado en una señal recibida correspondiente a la señal emitida al seleccionar la segunda configuración de registro, a fin de que el procesador elija la configuración con el menor valor de pérdida para registrar el parámetro de hemograma.

Se prefieren las señales emitidas hacia el vaso sanguíneo. A partir de las señales de recepción, que son versiones recibidas de las señales transmitidas, y de las señales emitidas se puede elegir como configuración de registro, por ejemplo, el par de antenas formado por una antena de emisión y otra de recepción que dé las menores pérdidas de acoplamiento. Las pérdidas de acoplamiento se pueden detectar por ejemplo comparando los valores de pérdida antes citados, por ejemplo mediante curvas de absorción o atenuaciones.

Según una forma de ejecución, cuando se elige la primera configuración de registro el transmisor está diseñado para emitir la señal mediante la antena emisora de dicha primera configuración y el receptor está diseñado para recibir la señal mediante la antena receptora de dicha configuración y cuando se elige la segunda configuración de registro el transmisor está diseñado para emitir la señal mediante la antena emisora de dicha segunda configuración y el receptor está diseñado para recibir la señal mediante la antena receptora de dicha configuración, y el detector de pérdidas está diseñado para captar el primer valor de pérdida basado en la señal transmitida y en la señal recibida de la primera configuración de registro y para captar el segundo valor de pérdida basado en la señal transmitida y en la señal recibida de la segunda configuración de registro.

Según una forma de ejecución el procesador está diseñado para comparar el primer valor de pérdida con el segundo valor de pérdida y determinar cuál es el menor de ellos.

Según una forma de ejecución el dispositivo de registro comprende una matriz de conmutación, en concreto una matriz de conmutación regulable por el procesador, diseñada para conectar cada salida de una antena de la serie de antenas receptoras con el detector de pérdidas.

Según una forma de ejecución el transmisor incluye un generador de señales de emisión cuya salida se puede conectar con una antena correspondiente de la serie de antenas emisoras mediante una matriz de conmutación, en concreto una matriz de conmutación regulable por el procesador.

5 Según una forma de ejecución el transmisor está adaptado para emitir señales de igual frecuencia, sobre todo dentro de un intervalo comprendido entre 1 GHz y 15 GHz, o modo o del mismo tipo de ondas, en concreto de tipo transversal eléctrico o magnético, tanto si se elige la primera configuración de registro como la segunda.

10 Según una forma de ejecución el transmisor lleva al menos dos antenas y el correspondiente receptor también. Las antenas de emisión y recepción pueden ser de dipolo, de cuadro o de parche.

Según una forma de ejecución el detector de pérdidas incluye un analizador de redes, en concreto de tipo escalar o vectorial, o un detector de potencia.

15 Según una forma de ejecución el transmisor del registro del parámetro de hemograma está diseñado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia mediante la antena emisora de la configuración de registro seleccionada. El receptor está diseñado para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia mediante la antena receptora de la configuración de registro seleccionada. El detector de  
20 pérdidas está diseñado para determinar un primer valor de pérdida basado en la primera señal emitida y en la primera señal recibida a la primera frecuencia y un segundo valor de pérdida basado en la segunda señal emitida y en la segunda señal recibida a la segunda frecuencia. El procesador está diseñado para determinar un primer desplazamiento de frecuencia del primer valor de pérdida respecto a un primer valor de pérdida de referencia y un segundo desplazamiento de frecuencia del segundo valor de pérdida respecto a un segundo valor de pérdida de referencia, así como el parámetro de hemograma a partir del primer desplazamiento de frecuencia y del segundo desplazamiento de frecuencia.

Según una forma de ejecución el transmisor del registro del parámetro de hemograma está diseñado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una  
30 segunda frecuencia mediante la antena emisora de la configuración de registro elegida. El receptor está diseñado para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia mediante la antena receptora de la configuración de registro seleccionada. El procesador está diseñado para calcular un primer valor de pérdida eléctrica basado en la primera señal emitida y en la primera señal recibida, para calcular un segundo valor de pérdida eléctrica basado en la segunda señal emitida y en la segunda señal  
35 recibida, para determinar una constante de relajación temporal de un componente sanguíneo en función de la frecuencia con el valor de pérdida eléctrica más alto y para calcular el parámetro de hemograma basado en una relación previamente conocida entre la constante de relajación temporal y el parámetro de hemograma.

40 Según una forma de ejecución el detector de pérdidas está diseñado para realizar una medición bipuerta de cara a determinar el primer valor de pérdida y el segundo valor de pérdida, sobre todo para determinar respectivamente un factor de transmisión directa  $S_{21}$  mediante la medición bipuerta.

Según una forma de ejecución el detector de pérdidas está diseñado para determinar respectivamente el primer valor de pérdida y el segundo valor de pérdida mediante la fórmula siguiente:

45 
$$P_{\text{pérdida}} = 1 - (S_{11})^2 - (S_{21})^2,$$

donde  $P_{\text{pérdida}}$  representa el respectivo valor de pérdida,  $S_{11}$  el factor de reflexión de entrada y  $S_{21}$  el factor de transmisión directa.

50 Según una forma de ejecución el transmisor está diseñado para acoplar la señal de emisión como un modo o tipo de onda, sobre todo como una onda transversal de tipo eléctrico (TE), magnético (TM), electromagnético (TEM) o como una onda HE, sobre todo longitudinal o transversal respecto a un recorrido del vaso sanguíneo o a la dirección del flujo sanguíneo.

55 Según una forma de ejecución el parámetro de hemograma es una concentración de un componente sanguíneo, sobre todo azúcares como la glucosa, lactatos, ácido láctico u oxígeno.

60 Según otro aspecto la presente invención se refiere a un método para registrar un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo utilizando un transmisor con una serie de antenas emisoras para enviar al menos una señal y un receptor con una serie de antenas de recepción para recibir al menos una señal, seleccionando una primera configuración de registro que incluye una antena de la serie de antenas emisoras y una antena de la serie de antenas receptoras para enviar una señal de transmisión con la primera configuración de registro y registrar un primer valor de pérdida basado en la señal emitida y en una señal recibida, seleccionando una segunda  
65 configuración de registro que incluye una antena de la serie de antenas emisoras y una antena de la serie de antenas receptoras para enviar una señal de transmisión con la segunda configuración de registro y registrar un

segundo valor de pérdida basado en la señal emitida y en una señal recibida, y seleccionando la configuración de registro con el menor valor de pérdida para registrar el parámetro de hemograma.

De la funcionalidad del dispositivo de registro resultan directamente otras etapas del método.

- 5 Haciendo referencia a las figuras adjuntas se explican otros ejemplos de ejecución. Las figuras representan:
- Fig. 1 un diagrama de bloques de un dispositivo de registro;
  - Fig. 2 un diagrama de bloques de un dispositivo de registro;
  - Fig. 3 un modelo de una sección de un antebrazo humano;
  - 10 Fig. 4A hasta 4D antenas;
  - Fig. 5A una antena eléctrica dipolo;
  - Fig. 5B un dispositivo excitador;
  - Fig. 6A, 6B dispositivos excitadores;
  - Fig. 7A una antena de bucle 601;
  - 15 Fig. 7B un dispositivo excitador;
  - Fig. 8 un dispositivo excitador;
  - Fig. 9 un dispositivo excitador;
  - Fig. 10 un dispositivo excitador;
  - Fig. 11 un dispositivo excitador;
  - 20 Fig. 12 esquema básico de conexiones de un dispositivo excitador;
  - Fig. 13 un desplazamiento de frecuencia de un máximo de absorción;
  - Fig. 14 comportamiento de transmisión;
  - Fig. 15 desplazamientos de frecuencia;
  - Fig. 16 un diagrama para ilustrar la constante dieléctrica real  $\epsilon'$  y la constante dieléctrica compleja  $\epsilon''$  en función de la frecuencia;
  - 25 Fig. 17 un diagrama para ilustrar una relación entre las constantes de relajación temporal ( $\tau$ ) y la concentración de glucosa en sangre;
  - Fig. 18 un diagrama de bloques esquemático de un dispositivo de registro con un dispositivo de comunicación;
  - 30 Fig. 19 un diagrama de bloques esquemático de un brazalete;
  - Fig. 20 un diagrama de bloques esquemático de una sección de un brazalete;
  - Fig. 21 un diagrama de bloques esquemático de una sección de un brazalete; y
  - Fig. 22 un diagrama de bloques esquemático de una alineación de los electrodos del dispositivo de registro.

35 La fig. 1 muestra un diagrama de bloques de un dispositivo 100 para registrar un parámetro de hemograma, como por ejemplo una concentración de azúcar en sangre. El dispositivo de registro incluye un transmisor 101 que está diseñado para acoplar al menos una señal de emisión, por ejemplo una señal de microondas, al vaso sanguíneo 103 representado esquemáticamente en la fig. 1.

40 El dispositivo de registro 100 lleva además un receptor 105 que está diseñado para captar una señal de recepción.

El dispositivo de registro 100 lleva también un detector de pérdidas 107 que puede incluir, por ejemplo, un detector de potencia. El detector de pérdidas 107 va acoplado con el transmisor 101 y con el receptor 105.

45 El dispositivo de registro incluye asimismo un procesador 109 que va acoplado al detector de pérdidas 107.

El dispositivo de registro 100 puede presentar opcionalmente una memoria 111 a la cual pueden acceder, por ejemplo, el procesador 109 y opcionalmente el detector de pérdidas 107.

50 El transmisor 101 puede tener por ejemplo una o varias antenas emisoras para enviar una o más señales, que por ejemplo pueden estar configuradas como antenas de dipolo, de cuadro o de parche. Análogamente el receptor 105 puede tener una o varias antenas emisoras para captar una o más señales de recepción. El procesador 109 está diseñado preferiblemente para seleccionar sucesivamente una serie de configuraciones de registro. Cada una de las configuraciones de registro comprende una sola antena emisora y una sola antena receptora, de manera que las antenas emisoras están distanciadas entre sí y las antenas receptoras pueden estarlo. Cuando se selecciona una configuración de registro, el transmisor 101 energiza su correspondiente antena emisora para enviar una señal de transmisión y el receptor 105 usa la respectiva antena receptora para captar una señal de recepción.

60 A partir de la señal emitida y de la señal recibida el detector de pérdidas 107 puede determinar por ejemplo un valor de pérdida electromagnética como absorción de energía. En el siguiente paso se usa otra configuración de registro para enviar una señal de transmisión y se registra otro valor de pérdida. Así se usan varias configuraciones de registro, de manera sucesiva o en cualquier orden, para acoplar una señal de transmisión al vaso sanguíneo 103, y para cada configuración de registro se determina un valor de pérdida mediante el detector de pérdidas 107. El procesador 109 puede, por ejemplo, comparar los valores de pérdida y seleccionar aquella configuración de registro

asociada al valor de pérdida más bajo. La configuración de registro elegida se utiliza para registrar el parámetro de hemograma, tal como se describe a continuación.

5 La fig. 2 muestra un dispositivo de registro que puede ser una forma de ejecución del dispositivo de registro 100 representado en la fig. 1. El dispositivo de registro comprende un transmisor 201 que puede presentar por ejemplo un oscilador 202 sintonizable, así como una serie de antenas emisoras 203. El dispositivo de registro comprende además un detector de pérdidas 205 que puede incluir, por ejemplo, un detector de potencia. Además se prevé un receptor 206 con una serie de antenas receptoras 207.

10 Una salida del oscilador sintonizable 202 se puede conectar, por ejemplo mediante una matriz de conmutación 209, con cualquier entrada de antena, por ejemplo secuencialmente o en orden arbitrario. De forma análoga, cada salida de una de las varias antenas receptoras 207 se puede conectar mediante una matriz de conmutación 211 con el detector de pérdidas 205.

15 Las matrices de conmutación 209, 211 pueden tener interruptores, sobre todo interruptores de transistor.

Mediante las matrices de conmutación 209 y 211 se puede elegir por ejemplo el par formado por una antena emisora y una antena receptora que permite acoplar óptimamente una señal de microondas en un vaso sanguíneo 213, representado esquemáticamente en la fig. 2. Mediante las matrices de conmutación 209 y 211 se eligen los pares de antenas de la serie, empezando por ejemplo por una primera antena emisora 215 con la cual se transmite una señal.

20 Por el lado del receptor, mediante matriz de conmutación 211, se eligen secuencialmente las antenas receptoras, empezando por ejemplo por la antena 217, para recibir una correspondiente señal emitida, y a partir de la señal transmitida y de la señal recibida se calcula un valor de pérdida. En el siguiente paso se elige por ejemplo la antena receptora 219 y de nuevo se calcula un valor de pérdida mediante el detector de pérdidas a partir de la señal emitida y de una señal recibida por la antena receptora 219. Luego se elige por ejemplo la antena receptora 221 y se calcula otro valor de pérdida a partir de la señal emitida y de una señal recibida. En el siguiente paso se elige la antena receptora 223 y se calcula otro valor de pérdida a partir de la señal emitida y de una señal recibida por la antena receptora 223. En el siguiente paso la matriz de conmutación 209 puede seleccionar, por ejemplo, otra antena y se pueden repetir los pasos antedichos. Comparando los valores de pérdida calculados se determina por ejemplo el valor de pérdida más bajo. En el ejemplo representado en la fig. 2 cabe esperar, por ejemplo, que la configuración de registro con la antena emisora 215 y la antena receptora 221 tenga las menores pérdidas de acoplamiento, ya que las antenas 215, 221 se encuentran inmediatamente por encima del vaso sanguíneo y por tanto permiten el acoplamiento de una señal en el vaso sanguíneo 213. La configuración elegida puede utilizarse, por ejemplo, para registrar un parámetro de hemograma. Los pasos de selección anteriormente descritos pueden llevarse a cabo en cualquier orden. Así, por ejemplo, la antena emisora 215 se puede probar con todas o con algunas de las antenas receptoras 207.

30 Las antenas emisoras 203 y las antenas receptoras 207 pueden diferenciarse por su posición y/o sus componentes de campo que deben excitarse principalmente. Las matrices de conmutación 209 y 211 garantizan que para cada frecuencia seleccionada se pueda elegir el tipo óptimo de excitación, por ejemplo antena de bucle, antena dipolo eléctrica, antena de parche, o de lugar de excitación.

45 El dispositivo de registro representado en la fig. 2 puede estar integrado, por ejemplo, en un brazaletе inflable. Entre los registros de los valores de pérdida, que por ejemplo pueden medirse mediante parámetros de control, se puede descargar aire del brazaletе para que la piel se airee y no sude. El intervalo de tiempo entre las mediciones puede ser variable; por ejemplo se pueden efectuar cada 10 minutos. No obstante, en caso de necesidad se pueden hacer mediciones más frecuentes, por ejemplo en función del momento de las comidas.

50 Como las antenas de emisión y recepción colocadas sobre la piel - que pueden consistir respectivamente en una placa de electrodos - pueden resbalar, especialmente en las pausas entre las mediciones, con la selección de varios excitadores representada en la fig. 2 se puede asegurar la elección de un excitador situado sobre el vaso sanguíneo 213. Por tanto mediante la respectiva matriz de conmutación 209 o 211 se puede seleccionar el excitador capaz de lograr un acoplamiento máximo de energía de microondas en el vaso sanguíneo 213.

55 A continuación se describe la determinación del parámetro de hemograma, tomando como ejemplo el dispositivo de registro 100 representado en la fig. 1. No obstante las siguientes formas de ejecución también son válidas para el dispositivo de registro 100 representado en la fig. 2.

60 Según una forma de ejecución, para determinar el parámetro de hemograma el transmisor 101 puede acoplar por ejemplo el vaso sanguíneo 103 representado esquemáticamente en la fig. 1 a una primera señal de emisión con una primera frecuencia y a una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia. La primera y segunda señales de emisión pueden formar conjuntamente, por ejemplo, una señal de banda ancha. El transmisor 101 puede estar diseñado para enviar sucesivamente la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión, por ejemplo mediante un barrido de frecuencias. A tal fin el transmisor 101 puede disponer de una o más antenas emisoras que pueden ser, por ejemplo, de tipo dipolo, de cuadro o de parche.

El dispositivo de registro 100 incluye además el receptor 105, que puede estar diseñado para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia. Para ello el receptor puede disponer de una o más antenas receptoras.

Además el dispositivo de registro 100 comprende el detector de pérdidas 107, que por ejemplo puede ir acoplado al transmisor 101 y el receptor 105, y estar previsto para determinar un primer valor de pérdida basado en la primera señal emitida y en la primera señal recibida, así como un segundo valor de pérdida basado en la segunda señal emitida y en la segunda señal recibida.

El dispositivo de registro 100 comprende asimismo el procesador 109, que puede ir acoplado al detector de pérdidas 107 y estar previsto para determinar un primer desplazamiento de frecuencia del primer valor de pérdida respecto a un primer valor de pérdida de referencia y un segundo desplazamiento de frecuencia del segundo valor de pérdida respecto a un segundo valor de pérdida de referencia. Además el procesador 109 puede estar diseñado para calcular el parámetro de hemograma a partir de ambos desplazamientos de frecuencia.

El dispositivo de registro 100 también puede presentar la memoria 111 a la cual pueden acceder, por ejemplo, el procesador 109 y opcionalmente el detector de pérdidas 107. En la memoria 111 están almacenados por ejemplo el primer y el segundo valores de pérdida de referencia o una serie de valores de pérdida de referencia. Los valores de pérdida de referencia pueden ser por ejemplo absorciones o curvas de absorción de una solución acuosa con un componente de la sangre, por ejemplo azúcar. Los valores de pérdida registrados a partir de los desplazamientos de frecuencia pueden ser absorciones o curvas de absorción de frecuencia desplazada; por lo tanto el parámetro de hemograma, por ejemplo una concentración de azúcar en sangre, se puede calcular a partir de los desplazamientos de frecuencia.

El dispositivo de registro 100 representado en las figs. 1 o 2 se basa en el conocimiento de que un vaso sanguíneo, una capa de piel y el tejido adiposo, por ejemplo de un antebrazo humano, que rodea el vaso sanguíneo, se pueden tomar como un sistema dieléctrico de guía de ondas. La constitución de un antebrazo humano está descrita, por ejemplo, en el Atlas de anatomía de Netter, F.N., editorial Thieme, 2006. Un antebrazo humano está formado por dos huesos envueltos de tejido muscular. Alrededor del tejido muscular hay venas, es decir vasos sanguíneos, distribuidos por la superficie. Los huesos, el tejido muscular y las venas están revestidos por un tejido adiposo que cubren las capas de piel superiores. Las venas superficiales están bastante cerca de las capas de piel superiores y separadas de ellas por el tejido adiposo. Si por ejemplo el transmisor 101 y el receptor 105 representados en la fig. 1 se colocan sobre la capa superior de la piel, el transmisor 101 se puede usar para acoplar por ejemplo una onda transversal eléctrica (TE) o magnética (TM) en el sistema dieléctrico de guía de ondas constituido por un vaso sanguíneo, un tejido adiposo y una capa de piel. Aquí la capa de piel y el tejido adiposo se pueden considerar como un film conductor de ondas.

Si se usa, por ejemplo, un sensor de microondas como el empleado para determinar una constante dieléctrica de materiales complejos, con él se puede caracterizar la mezcla de materiales formada por piel, tejido adiposo y venas.

Para registrar un parámetro de hemograma es ventajoso medir principalmente solo la sangre venosa. A tal fin el transmisor 101 puede estar diseñado para acoplar directamente la señal de emisión al vaso sanguíneo 103 en forma de una onda electromagnética. El transmisor 101 y el receptor 105 pueden tener respectivamente varias antenas, de manera que para acoplar la onda electromagnética al vaso sanguíneo 103 y desacoplar una onda electromagnética del vaso sanguíneo 103 se pueda seleccionar respectivamente la antena emisora y la antena receptora asociadas a las pérdidas de acoplamiento más bajas.

En las figuras 3A hasta 3C se representa un modelo simplificado de una sección de un antebrazo humano, p.ej. de la articulación de una mano, como el que puede usarse, por ejemplo, para simulaciones de campo o para modelar un sistema dieléctrico de guía de ondas. Tal como está representado en la fig. 3A el modelo comprende una capa de piel 301, un vaso sanguíneo 303 y un tejido adiposo 305 que envuelve el vaso sanguíneo 303, p.ej. una vena. El modelo representado en la fig. 3A forma un sistema dieléctrico de guía de ondas que comprende la guía dieléctrica de ondas representada en la fig. 3B y el film conductor de ondas representado en la fig. 3C.

La guía dieléctrica de ondas representada en la fig. 3B comprende el vaso sanguíneo 303 y un tejido adiposo 305 que lo envuelve. El film conductor de ondas representado en la fig. 3C comprende en cambio la capa de piel 301 y el tejido adiposo 305. Para la capa de piel 301, el tejido adiposo 305 y el vaso sanguíneo 303 se puede estimar respectivamente un distinto comportamiento dispersivo, es decir dependiente de la frecuencia, de la correspondiente constante dieléctrica compleja. El vaso sanguíneo 303 situado por encima se interpreta como una guía dieléctrica de ondas en la cual se pueden propagar diferentes modos o tipos de onda según la frecuencia, por ejemplo una onda TE, una onda TM o una onda HE. Además en la guía dieléctrica de ondas hay otro mecanismo en forma del film conductor de ondas representado en la fig. 3C, constituido por la capa superior de piel 301.

Una antena emisora del transmisor 101 y una antena receptora del receptor 105 pueden estar preferentemente configuradas de modo que acoplen directamente potencia de microondas en el vaso sanguíneo 303 y después la

desacoplen, por ejemplo al cabo de algunos centímetros. En este caso el vaso sanguíneo 303 sirve de tramo de medición y por tanto debe considerarse como un elemento distribuido y no como un elemento concentrado. Los valores de pérdida se determinan preferiblemente mediante una medición bipuerta. En este caso - concretamente para un acoplamiento del dispositivo de registro a una muñeca - se pueden excitar modos primarios en la guía dieléctrica de ondas, a fin de evitar una excitación de modos en el film conductor de ondas 3C, lo cual permite registrar el parámetro de hemograma con mayor exactitud.

Para excitar modos primarios en la guía dieléctrica de ondas se puede tener en cuenta que según la frecuencia elegida de una señal emitida puede haber distintos modos dominantes. Hay que dar preferencia a los tipos de modo que presentan una concentración de los campos en el vaso sanguíneo 303 y a aquellos modos que concentran los campos en la capa de piel 301. Debido a las propiedades dieléctricas de la guía dieléctrica de ondas representada en la fig. 3B se demuestra que para ciertos tipos de modos los componentes  $E_{\text{longitudinal}}$ ,  $H_{\text{longitudinal}}$  en la dirección de propagación, es decir en la dirección del recorrido de un vaso sanguíneo, son más fuertes que los componentes  $E_{\text{transversal}}$ ,  $H_{\text{transversal}}$ , es decir perpendiculares al recorrido del vaso sanguíneo. Por consiguiente en el intervalo de frecuencias que debe registrarse se prefieren aquellos modos que permiten un acoplamiento máximo de la potencia de microondas en el vaso sanguíneo 303.

En las figuras 4A hasta 4D se representan algunos ejemplos de antenas que pueden utilizarse para emitir, es decir como excitadores, y también para recibir.

La antena 401 representada en la fig. 4A está diseñada como un dipolo eléctrico con una primera sección de antena 403 y una segunda sección de antena 405. Las secciones de antena 403 y 405 están separadas una de otra y son perpendiculares al flujo de un vaso sanguíneo 407. La antena 401 se puede excitar mediante conductores 408. Un dipolo eléctrico de este tipo puede generar, por ejemplo, un campo eléctrico  $E_{\text{tangencial}}$  perpendicular al recorrido del vaso sanguíneo o a la dirección del flujo de sangre.

En la fig. 4B se representa una antena 409 que puede ser de cuadro. La antena de cuadro puede tener una forma rectangular o redonda. En el tipo de antena de cuadro 409 representado en la fig. 4B respecto al vaso sanguíneo 407 se excita, por ejemplo, un campo magnético  $H_{\text{tangencial}}$  perpendicular al recorrido del vaso sanguíneo o a la dirección del flujo de sangre. La antena 409 se puede excitar mediante conductores 410.

En la fig. 4C se representa una antena 411 que forma un dipolo eléctrico con su primera sección 413 y su segunda sección 415. Las secciones de antena 413 y 415 están separadas entre sí y se excitan mediante los conductores 417 representados en la fig. 4C. El dipolo eléctrico formado por la antena 411 está situado respecto al recorrido del vaso sanguíneo 407 de manera que las secciones 413 y 415 son paralelas a él. Así se excita un campo eléctrico con el componente  $E_{\text{longitudinal}}$  orientado en la dirección del recorrido del vaso sanguíneo.

La fig. 4D muestra una antena de cuadro 419 que por ejemplo puede tener la forma de marco rectangular o redondo que constituye una antena de bucle. La antena de cuadro 419 se excita por medio de conductores 320 y tal como se representa en la fig. 4D está situada respecto al recorrido del vaso sanguíneo 407 o a la dirección del flujo de sangre de manera que el campo magnético tiene un componente  $H_{\text{longitudinal}}$  orientado en la dirección del recorrido del vaso sanguíneo 407.

El respectivo intervalo de frecuencias que debe medirse depende por ejemplo de qué líneas espectrales, es decir qué curvas de absorción, hay que registrar. Por ejemplo, se pueden examinar las curvas de absorción características de una sustancia o se puede observar un efecto producido por un determinado componente de la sangre en las curvas de absorción de agua o de una solución acuosa con una concentración de dicho componente.

Las antenas representadas en las figuras 4A hasta 4D son dipolos eléctricos o antenas magnéticas de cuadro. También se pueden usar antenas de parche. Los dipolos eléctricos generan predominantemente un campo eléctrico en el eje del dipolo eléctrico. Este eje puede tener una orientación tangencial al vaso sanguíneo 407 o a la dirección del flujo de sangre, tal como está representado en la fig. 4A, o en la dirección del vaso sanguíneo 407 o del flujo de sangre, tal como está representado en la fig. 4C. En caso de que haya que generar fundamentalmente un campo magnético se puede usar una antena de marco como excitador. Si hay un vector de superficie sobre el área definida por el marco que forma la antena de cuadro, orientado perpendicularmente al vaso sanguíneo 407 o a la dirección del flujo de sangre, el campo magnético también es perpendicular al vaso sanguíneo 407, tal como se representa en la fig. 4B. En cambio, si el vector de superficie está orientado en la dirección del vaso sanguíneo 407, el campo magnético también está orientado en esta dirección, tal como se representa por ejemplo en la fig. 4D. De la elección de uno de los excitadores representados en las figuras 4A hasta 4D resulta luego, por ejemplo, el modo excitado o tipo de onda dominante.

La fig. 5A muestra una antena eléctrica dipolo 501 que se puede emplear como antena emisora o receptora. La antena eléctrica dipolo 501 comprende las secciones 503 y 505, que están dispuestas en o sobre un substrato 508 y se pueden excitar mediante conductores 507. La antena dipolo 501 se puede utilizar como antena emisora o antena receptora.

La fig. 5B muestra un dispositivo de excitación de una antena emisora 509 de un transmisor y de una antena receptora 511 de un receptor en la dirección de un recorrido de un vaso sanguíneo 513 bajo una capa de piel 515. La antena emisora 509 y la antena receptora 511 son por ejemplo antenas eléctricas dipolo según la fig. 5A. En el dispositivo representado en la fig. 5B se genera un campo eléctrico con un componente en la dirección del recorrido del vaso sanguíneo 513 o del flujo de sangre.

La fig. 6A muestra un dispositivo de excitación que comprende una antena emisora 601 de un transmisor y una antena receptora 603 de un receptor y es perpendicular a la dirección de propagación de un vaso sanguíneo 605, es decir a la dirección del flujo de sangre bajo una capa de piel 607. La antena emisora 601 y la antena receptora 603 pueden estar diseñadas, por ejemplo, como la antena eléctrica dipolo representada en la fig. 5A.

En la fig. 6B se representa en detalle la disposición de las secciones de antena 503 y 505 respecto a la dirección del flujo de sangre.

La fig. 7A muestra una antena de bucle 701 con un marco circular 703 y unos conductores 705 para excitarlo. La antena de bucle 701 se puede usar, por ejemplo, como antena emisora o receptora. El marco circular 703 y los conductores 705 pueden estar dispuestos en o sobre un sustrato.

La fig. 7B muestra un dispositivo de excitación con una antena emisora 707 de un transmisor y una antena receptora 709 de un receptor que pueden estar diseñadas como antenas de bucle según la fig. 7A. Las antenas de bucle 707, 709 están dispuestas, por ejemplo, con los marcos circulares 703 por encima de un vaso sanguíneo 711 y los conductores 705 son perpendiculares al recorrido del vaso sanguíneo 711, es decir a la dirección del flujo de sangre. De esta forma se genera desde el transmisor un campo magnético con un componente H orientado en la dirección perpendicular al recorrido del vaso sanguíneo 711.

La fig. 8 muestra un dispositivo de excitación de una antena emisora 801 de un transmisor y una antena receptora 803 de un receptor respecto a un vaso sanguíneo 805. La antena emisora 801 y la antena receptora 803 pueden ser por ejemplo antenas de bucle con la forma representada en la fig. 7A. Pueden estar dispuestas, por ejemplo, con los marcos circulares 703 respectivamente por encima del vaso sanguíneo 805 y los conductores 705 corriendo de forma paralela entre sí y al recorrido del vaso sanguíneo 805. De esta forma se genera un componente H de campo magnético orientado perpendicularmente al recorrido del vaso sanguíneo 805 según una normal de la superficie definida por el marco circular 803.

La fig. 9 muestra un dispositivo de excitación con una antena emisora 901 de un transmisor que tiene por ejemplo la forma de una antena de bucle representada en la fig. 7A. La antena emisora 901 está orientada respecto a un vaso sanguíneo 903 de manera que una normal de la superficie definida por el marco circular 703 siga la dirección del recorrido del vaso sanguíneo 903. Una disposición de este tipo se puede implementar, por ejemplo, en una curva del vaso sanguíneo 903. De esta forma se genera un componente H de campo magnético orientado según el recorrido del vaso sanguíneo 903.

La fig. 10 muestra un dispositivo de excitación con una antena emisora 701 que tiene por ejemplo la forma de una antena de bucle representada en la fig. 7A y puede estar colocada en un sustrato 1001, por ejemplo de plástico. La antena emisora 701 está situada por encima de un vaso sanguíneo 1003 de manera que una normal de la superficie definida por el marco circular 703 sigue la dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1003. De esta forma se genera un campo magnético con un componente H orientado según el recorrido del vaso sanguíneo 1003, es decir en la dirección del flujo de la sangre.

La fig. 11 muestra un dispositivo de excitación con una antena emisora 1101 que puede ser una antena de parche con una superficie 1103 y conductores 1105. La antena de parche 1103 está situada por ejemplo encima de un vaso sanguíneo 1107 y por tanto genera un campo eléctrico con un componente E según un recorrido del vaso sanguíneo 1007, es decir en la dirección del flujo de la sangre.

Según una forma de ejecución el detector de pérdidas 107 está diseñado, por ejemplo, para realizar una medición escalar o vectorial o una medición de potencia. Para determinar los valores de pérdida se puede efectuar una simple medición espectroscópica, calculando el valor del parámetro S21.

La medición de  $|S_{21}|$  se puede realizar por ejemplo mediante el dispositivo de registro representado en la fig. 12. El dispositivo de registro comprende un transmisor con un generador de señales de emisión 1201, que puede ser un oscilador sintonizable. Una salida del generador de señales de emisión 1201 está conectada a una antena emisora 1203. El dispositivo de registro comprende asimismo un receptor con una antena receptora 1205 cuya salida está conectada a un detector de pérdidas 1207. El detector de pérdidas 1207 puede incluir, por ejemplo, un detector de potencia. Tal como se representan en la fig. 12, la antena emisora 1203 y la antena receptora 1205 están situadas por encima de un vaso sanguíneo 1209. El transmisor puede corresponder a las características del transmisor 101, el receptor a las características del receptor 105 y el detector de pérdidas 1207 a las características del detector de pérdidas 107.

No obstante, con otra medición de un valor del parámetro S11 puede aumentarse aún más la exactitud al determinar los valores de pérdida, es decir las pérdidas en la guía de ondas. Los valores de pérdida se pueden calcular según la siguiente fórmula:

$$P_{\text{pérdida}} = 1 - (S_{11})^2 - (S_{21})^2,$$

donde  $P_{\text{pérdida}}$  representa el respectivo valor de pérdida,  $S_{11}$  el factor de reflexión de entrada y  $S_{21}$  el factor de transmisión directa.

Para registrar el parámetro de hemograma, como por ejemplo una concentración de azúcar en sangre, se pueden examinar por ejemplo los desplazamientos de frecuencia de las curvas de absorción de una solución acuosa con azúcar.

La fig. 13 muestra como ejemplo un desplazamiento de frecuencia de un máximo de absorción 1401 para una primera concentración de azúcar en sangre en comparación con un desplazamiento de frecuencia de un máximo de absorción 1403 para una segunda concentración de azúcar en sangre superior a la primera. Se registró como ejemplo de valor de pérdida una transmisión a 6 GHz.

El desplazamiento de frecuencia del máximo de absorción se puede registrar como medida de un parámetro de hemograma, por ejemplo de un nivel de azúcar en sangre. La fiabilidad de la medición puede aumentarse aún más examinando los desplazamientos de frecuencia de varias absorciones de una solución acuosa con azúcar.

La fig. 14 muestra como ejemplo un comportamiento de transmisión de banda ancha de sangre venosa en una muñeca. Las líneas 1401 y 1403 corresponden a distintas frecuencias de curvas de absorción a concentraciones diferentes de azúcar en sangre. Para registrar el parámetro de hemograma, como por ejemplo la concentración de azúcar en sangre, se pueden registrar selectivamente los desplazamientos de frecuencia de las absorciones A, B, C, D, E, F y G. Así, por ejemplo, para cada frecuencia de un máximo y/o de un mínimo de absorción se puede observar un desplazamiento hacia frecuencias mayores o menores según el nivel de azúcar en sangre, por ejemplo en un intervalo de frecuencias comprendido entre 2 GHz y 12 GHz.

La fig. 15 muestra como ejemplo los desplazamientos de frecuencia de las absorciones A, B, C, D, E, F y G representadas en la fig. 14 para un vaso sanguíneo de 6 mm de diámetro y otro de 3,4 mm de diámetro. Obsérvese que las absorciones correspondientes a la variación de un nivel de azúcar en sangre pueden tener desplazamientos de frecuencia tanto en dirección positiva como negativa. El registro de varias absorciones o curvas de absorción permite por tanto determinar con mayor exactitud un parámetro de hemograma, como por ejemplo el nivel de azúcar en la sangre.

Según una forma de ejecución, el transmisor 101 del dispositivo de registro 100 representado en la fig. 1 puede estar diseñado para acoplar en el vaso sanguíneo 103 representado esquemáticamente en la fig. 1 una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia. La primera señal de emisión y la segunda señal de emisión pueden formar conjuntamente, por ejemplo, una señal de banda ancha. El transmisor 101 también puede estar diseñado para acoplar sucesivamente la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión en el vaso sanguíneo 103. El receptor 105 puede estar diseñado de manera análoga para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia. El detector de pérdidas puede estar previsto para determinar un primer valor de pérdida basado en la primera señal de emisión y en la primera señal de recepción, así como un segundo valor de pérdida basado en la segunda señal de emisión y en la segunda señal de recepción. El procesador puede estar previsto para determinar una constante de relajación temporal  $\tau$  del componente sanguíneo en función de la frecuencia con el valor de pérdida más alto. Al usar otros pares de señales de emisión y recepción se calculan respectivamente otros valores de pérdida mediante el detector de pérdidas 107.

Por ejemplo, el procesador 109 determinará la constante de relajación temporal del parámetro de hemograma en función de la primera frecuencia cuando el primer valor de pérdida sea mayor que el segundo valor de pérdida. De modo análogo el procesador 109 determinará la constante de relajación temporal ( $\tau$ ) del parámetro de hemograma en función de la segunda frecuencia cuando el segundo valor de pérdida sea mayor que el primer valor de pérdida. Aquí se aprovecha el conocimiento de que un parámetro de hemograma se puede calcular registrando la constante de relajación temporal de un componente de la sangre. Si el parámetro de hemograma que hay que determinar es por ejemplo una concentración de azúcar en sangre, la constante de relajación temporal de una solución acuosa que contenga azúcar es una medida de la concentración del azúcar en sangre, es decir del nivel de azúcar en sangre.

Además el detector de pérdidas puede estar habilitado para calcular la constante dieléctrica compleja  $\epsilon''$  de cara a la determinación del correspondiente valor de pérdida.

A este respecto la fig. 16 muestra un diagrama para ilustrar la constante dieléctrica real  $\epsilon'$  y la constante dieléctrica compleja  $\epsilon''$ .

En la fig. 16 se ve que en el intervalo de frecuencia en el cual la parte real  $\epsilon'$  pasa del nivel más alto al nivel más bajo aumentan los valores de pérdida representados por la constante dieléctrica compleja  $\epsilon''$ . En la espectroscopia este aumento de los valores de pérdida también se indica como curvas de absorción. Aquí puede utilizarse el efecto de que la frecuencia se desplaza con la concentración de azúcar en caso de elevación excesiva de las pérdidas – véase el máximo local de  $\epsilon''$ .

Por ejemplo, el cuerpo humano consta de un 80% de agua. El agua tiene curvas de absorción, p.ej. a 19 GHz y 50 GHz. Se puede determinar su asintonía y referirla al contenido de azúcar. Como muestra la fig. 16, la asintonía de la frecuencia de resonancia a  $\epsilon''$  puede detectarse fácilmente como el cambio del nivel de  $\epsilon'$ . En particular es ventajoso que las variaciones en el acoplamiento no desplacen la frecuencia del máximo de  $\epsilon''$ . Por tanto una determinación de la concentración de azúcar basada en la observación de  $\epsilon''$  es mucho menos susceptible de error que la observación de  $\epsilon'$  o de sus variaciones de nivel.

Teniendo en cuenta que para muchas sustancias estas curvas – como las de la fig. 16 – están solapadas, resulta más fácil separar las sustancias observando la constante dieléctrica imaginaria  $\epsilon''$ , ya que se puede asignar a cada sustancia un máximo de absorción específico. Sin embargo en el caso de la constante dieléctrica real  $\epsilon'$  solo se puede observar la suma de todas las constantes dieléctricas reales  $\epsilon'$  de todas las sustancias involucradas.

Como ya se ha dicho arriba el procesador 109 está diseñado para determinar la constante de relajación temporal  $\tau$  del parámetro de hemograma en función de la frecuencia con el mayor o máximo valor de pérdida. El procesador 109 también está diseñado para calcular el parámetro de hemograma, por ejemplo la concentración de glucosa en la sangre, en función de las constantes de relajación temporales específicas.

Para ello la fig. 17 muestra un diagrama que ilustra la dependencia entre la constante de relajación temporal ( $\tau$ ) y la concentración de glucosa en la sangre  $C/\text{mol L}^{-1}$ . El área marcada en la fig. 17 con el número de referencia 1701 representa un intervalo crítico de azúcar en sangre.

Además el procesador 109 está diseñado especialmente para calcular la constante de relajación temporal ( $\tau$ ) según la fórmula

$$\tau = \frac{1}{2\pi f_A}$$

donde  $f_A$  es la frecuencia a la cual el valor de pérdida calculado es máximo.

Luego el procesador 109 está ventajosamente adaptado para determinar la frecuencia a la cual la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja  $\epsilon''$  es máxima y para calcular la constante de relajación temporal ( $\tau$ ) en función de la frecuencia determinada. Después el procesador 109 utiliza esta frecuencia específica para determinar el parámetro de hemograma, por ejemplo la concentración de glucosa en la sangre.

La fig. 18 muestra un diagrama de bloques esquemático de un dispositivo de registro 1800. El dispositivo de registro 1800 tiene un brazalete 1801, un conjunto de sensores 1803 fijados al brazalete 1801, un microprocesador 1805, un circuito eléctrico de microondas 1807 para generar la señal de emisión y un dispositivo de comunicación 1809.

El conjunto de sensores 1803 posee por ejemplo un sensor de microondas, un sensor de temperatura y un sensor de humedad.

El microprocesador 1805 está diseñado por ejemplo como el procesador 109 de la fig. 1.

El dispositivo de comunicación 1809 está equipado para establecer un enlace del dispositivo de registro 1800 con otro dispositivo de comunicación 1811. El dispositivo de comunicación 1809 comprende, por ejemplo, una interfaz Bluetooth. El otro dispositivo de comunicación 1811 es por ejemplo un aparato de radio móvil, un teléfono inteligente o un dispositivo basado en GPS.

Las mediciones o registros de parámetros de hemograma se pueden reproducir mediante un brazalete provisto de un dispositivo de registro como los anteriormente citados, siempre que el brazalete con el dispositivo de registro se apriete ejerciendo una presión predeterminada o prefijada sobre el brazo durante la medición. Para aplicar la presión de apriete prefijada el brazalete lleva un mecanismo de ajuste además del dispositivo de registro. El mecanismo de ajuste está diseñado para poder regular la presión de apriete predeterminada o prefijada, al menos mientras dura el examen del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro.

El brazalete con el dispositivo de registro y el mecanismo de ajuste está habilitado para ceñirlo al brazo del paciente, sobre todo en la zona de su muñeca.

Esta zona de la muñeca no menoscaba especialmente la libertad de movimientos del paciente. Además es una zona ya determinada para los esfigmomanómetros usuales. Otra ventaja de ceñir el brazalete a la muñeca es que en esta

zona suele tomarse el pulso, pues la piel es delgada y por tanto permite disminuir las fuentes de errores. Además al apretar el brazalete durante el registro del parámetro de hemograma se evitan los espacios de aire que podrían alterar el ajuste técnico de las microondas mediante el dispositivo de registro. El apriete del brazalete con la presión prefijada permite ajustarlo a la anatomía de cada paciente.

5 Usando el brazalete con el dispositivo de registro y el mecanismo de ajuste se puede controlar continuamente el parámetro de hemograma. Un ejemplo de tal parámetro de hemograma es, como ya se ha dicho, la concentración de azúcar en la sangre. La posibilidad de controlar continuamente la concentración de azúcar en la sangre permite determinar el lapso transcurrido entre la ingesta de alimento y el aumento de azúcar en la sangre. Además permite reaccionar con gran rapidez a las variaciones del paciente a lo largo del día. En el caso concreto de hiperglucemia o hipoglucemia se puede activar rápidamente una alarma.

10 En otro aspecto se propone un brazalete que presenta un dispositivo de registro de un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo y un mecanismo para ajustar el brazalete al brazo con una presión de apriete predeterminada. El dispositivo de registro puede tener las características de los dispositivos de registro anteriormente citados.

15 Según una forma de ejecución la medición es de banda ancha en vez de banda estrecha. Por ejemplo, las señales de emisión se pueden acoplar al vaso sanguíneo mediante un barrido de frecuencias o como señal parcial de una señal de emisión de banda ancha. Entonces, gracias al registro vectorial preferente de los parámetros S, se puede valorar la constante dieléctrica compleja y no solo su parte real. Examinando los desplazamientos de frecuencia de varias curvas de absorción se puede determinar el parámetro de hemograma con mayor exactitud. Se prefiere hacer esta determinación mediante una medición bipuerta y no mediante una medición monopuerta.

20 La fig. 19 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de ejecución de un brazalete 1900 con el dispositivo de registro 1901 y el mecanismo de ajuste 1903. El dispositivo 1901 está listo para medir un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo. Un ejemplo de parámetro de hemograma que debe registrarse es la concentración de azúcar en la sangre.

25 El mecanismo 1903 sirve para ajustar una presión de apriete predeterminable del brazalete 1900 sobre el brazo. El ajuste de la presión de apriete predeterminada mediante el mecanismo 1903 del brazalete 1900 permite garantizar registros reproducibles del parámetro de hemograma con el dispositivo 1901. A tal fin, el mecanismo 1903 está especialmente habilitado para ajustar la presión de apriete del brazalete 1900 al valor prefijado, durante el registro del parámetro de hemograma mediante el dispositivo 1901.

30 El brazalete 1900 está diseñado en concreto como una pulsera inflable 1900. En ella el mecanismo de ajuste 1903 lleva una bomba de aire diseñada para inflar el brazalete 1900 hasta obtener la presión de apriete prefijada.

35 El dispositivo de registro 1901 comprende en detalle, sobre todo, electrodos habilitados para acoplar al menos una señal de alta frecuencia en el vaso sanguíneo. La señal de alta frecuencia está proyectada para proporcionar un parámetro que permita registrar el parámetro de hemograma. Un ejemplo de este tipo de parámetro es la constante de relajación temporal  $\tau$  del parámetro de hemograma. Aquí el mecanismo 1903 está especialmente diseñado para ajustar al valor prefijado la presión de apriete de los electrodos sobre el brazo.

40 Además el mecanismo de ajuste 1903 se puede diseñar de manera que las fuerzas de apriete del brazalete 1900 se repartan uniformemente por el brazo durante el registro del parámetro de hemograma mediante el dispositivo 1901. El mecanismo de ajuste 1903 también puede diseñarse, preferiblemente, para garantizar que el brazalete 1900 se ciña de manera uniforme durante el registro del parámetro de hemograma mediante el dispositivo 1901.

45 La fig. 20 muestra un diagrama de bloques de una sección de un ejemplo de ejecución de un brazalete 2000. El brazalete 2000 lleva un dispositivo de registro 2001 y un mecanismo de ajuste 2003. El dispositivo de registro 2001 y el mecanismo de ajuste 2003 están diseñados, al menos, como el dispositivo de registro 1901 y el mecanismo de ajuste 1903 de la fig. 19. El mecanismo de ajuste 2003 de la fig. 20 lleva además un dispositivo sensor 2005 y un dispositivo regulador 2007. El dispositivo sensor 2005 sirve para medir la presión de apriete actual del brazalete 2000 sobre el brazo. En función de la presión de apriete actual medida el dispositivo regulador 2007 ajusta la presión de apriete sobre el brazo al valor prefijado.

50 La fig. 21 muestra un diagrama de bloques de una sección de otro ejemplo de ejecución de un brazalete 2100. El brazalete 2100 lleva un dispositivo de registro 2101 y un mecanismo de ajuste 2103. El mecanismo de ajuste 2103 tiene un dispositivo sensor 2105, un dispositivo regulador 2107 y una bomba de aire 2111. El dispositivo sensor 2105 mide una presión de apriete actual del brazalete 2100 sobre el brazo. El dispositivo regulador 2107 proporciona una señal de control en función de la presión de apriete actual medida. Mediante esta señal de control se regula la bomba de aire 2111 para inflar el brazalete 2100.

55 En la fig. 22 se representa esquemáticamente un diagrama de bloques de una disposición 2200 de los electrodos, es decir, de las antenas 2203, 2205 del dispositivo de registro, para la detección de un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo del brazo.

5 Sin pérdida de la generalidad, la disposición 2200 presenta solo dos electrodos 2203 y 2205. La disposición 2200 forma parte en concreto del dispositivo de registro y está formada, por ejemplo, por una placa de 5 cm por 2 cm. Los electrodos 2203, 2205 tienen por ejemplo una base de 5 mm por 5 mm. La distancia entre los electrodos 2203, 2205 es por ejemplo de 1 hasta 2 cm. Así se logra, por una parte, una transmisión suficientemente intensa y por otra parte se garantiza una profundidad de penetración en el cuerpo suficientemente grande.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para registrar un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo, con:
  - 5 un transmisor (101) con una serie de antenas emisoras (203) para enviar una señal;
  - un receptor (105) con una serie de antenas receptoras (207) para recibir al menos una señal;
  - un procesador (109) diseñado para seleccionar una primera configuración de registro - que comprende una antena de la serie de antenas emisoras (203) y una antena de la serie de antenas receptoras (207) - y una
  - 10 segunda configuración de registro - que comprende una antena de la serie de antenas emisoras (203) y una antena de la serie de antenas receptoras (207);
  - un detector de pérdidas (107) diseñado para determinar un primer valor de pérdida, basado en la señal emitida y en una señal recibida al seleccionar la primera configuración de registro para transmitir una señal, y un segundo valor de pérdida, basado en la señal emitida y en una señal recibida al seleccionar la segunda configuración de registro para transmitir una señal,
  - 15 de modo que el procesador está diseñado para seleccionar la configuración de registro con el menor valor de pérdida, a fin de medir el parámetro de hemograma.
  
2. Dispositivo de registro según la reivindicación 1, en el cual el transmisor (101) está diseñado para enviar la señal de emisión mediante la antena emisora de la primera configuración de registro al seleccionar esta primera configuración y en el cual el receptor (105) está diseñado para recibir la señal de recepción mediante la antena receptora de la primera configuración de registro al seleccionar esta configuración, en el cual el transmisor (101) está diseñado para enviar la señal de emisión mediante la antena emisora de la segunda configuración de registro al seleccionar esta segunda configuración y en el cual el receptor (105) está diseñado para recibir la señal de recepción mediante la antena receptora de la primera configuración de registro al seleccionar la segunda configuración de registro, y en el cual el detector de pérdidas (107) está diseñado para determinar el primer valor de pérdida, basado en la señal emitida y en la señal recibida de la primera configuración de registro, y el segundo valor de pérdida basado en la señal emitida y en la señal recibida de la segunda configuración de registro.
  
3. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el procesador (109) está diseñado para comparar el primer valor de pérdida con el segundo valor de pérdida, a fin de determinar el menor de ambos.
  
4. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores que además comprende una matriz de conmutación (211), en concreto una matriz de conmutación (211) controlable por el procesador (109), la cual está diseñada para conectar respectivamente una salida de una antena de la serie de antenas receptoras con un detector de pérdidas (107).
  
5. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores en el cual el transmisor (101) comprende un generador (202) de señales de emisión cuya salida se puede conectar con una antena correspondiente de la serie de antenas emisoras mediante una matriz de conmutación (209), en concreto una matriz de conmutación (209) regulable por el procesador (109).
  
6. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el transmisor (101) está diseñado para emitir señales de igual frecuencia - sobre todo dentro de un intervalo de frecuencias comprendido entre 1 GHz y 15 GHz - modo o tipo de ondas, en concreto de tipo transversal eléctrico o magnético, tanto si se elige la primera como la segunda configuración de registro.
  
7. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el transmisor (101) comprende al menos dos antenas emisoras (203) y el receptor al menos dos antenas receptoras (207), sobre todo antenas dipolo, antenas de cuadro o antenas de parche.
  
8. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el detector de pérdidas (107) es un analizador de redes, en concreto de tipo escalar o vectorial, o un detector de potencia.
  
9. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores para registrar el parámetro de hemograma, en el cual el transmisor (101) está diseñado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia, mediante la antena emisora de la configuración de registro seleccionada;
- 60 el receptor (105) está diseñado para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia, mediante la antena receptora de la configuración de registro seleccionada;
- el detector de pérdidas (107) está diseñado para determinar un primer valor de pérdida basado en la primera señal emitida y en la primera señal recibida a la primera frecuencia y un segundo valor de pérdida basado en la segunda señal emitida y en la segunda señal recibida a la segunda frecuencia; y

el procesador (109) está diseñado para determinar un primer desplazamiento de frecuencia del primer valor de pérdida respecto a un primer valor de pérdida de referencia y un segundo desplazamiento de frecuencia del segundo valor de pérdida respecto a un segundo valor de pérdida de referencia, así como el parámetro de hemograma a partir del primer desplazamiento de frecuencia y del segundo desplazamiento de frecuencia.

5 10. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores para registrar el parámetro de hemograma, en el cual el transmisor (101) está diseñado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia, mediante la antena emisora de la configuración de registro seleccionada;

10 el receptor (105) está diseñado para captar una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia, mediante la antena receptora de la configuración de registro seleccionada; y

15 el procesador (109) está diseñado para calcular un primer valor de pérdida eléctrica basado en la primera señal emitida y en la primera señal recibida, para calcular un segundo valor de pérdida eléctrica basado en la segunda señal emitida y en la segunda señal recibida, para determinar una constante de relajación temporal de un componente sanguíneo en función de la frecuencia con el valor de pérdida eléctrica más alto y para calcular el parámetro de hemograma basado en una relación previamente conocida entre la constante de relajación temporal y el parámetro de hemograma.

20 11. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el detector de pérdidas (107) está diseñado para realizar una medición bipuerta de cara a determinar el primer valor de pérdida y el segundo valor de pérdida, sobre todo para determinar respectivamente un factor de transmisión directa  $S_{21}$  mediante la medición bipuerta.

25 12. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el detector de pérdidas (107) está diseñado para determinar respectivamente el primer valor de pérdida y el segundo valor de pérdida mediante la fórmula siguiente:

$$P_{\text{pérdida}} = 1 - (S_{11})^2 - (S_{21})^2,$$

30 donde  $P_{\text{pérdida}}$  representa el respectivo valor de pérdida,  $S_{11}$  el factor de reflexión de entrada y  $S_{21}$  el factor de transmisión directa.

35 13. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en el cual el transmisor (101) está diseñado para acoplar la señal de emisión como un modo o tipo de onda, sobre todo como una onda transversal de tipo eléctrico (TE), magnético (TM), electromagnético (TEM) o como una onda HE, sobre todo tangencial o transversal respecto a un recorrido del vaso sanguíneo o a la dirección del flujo sanguíneo.

40 14. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, en que el parámetro de hemograma es una concentración de un componente sanguíneo, sobre todo azúcares como la glucosa, u oxígeno.

45 15. Método para registrar un parámetro de hemograma en un vaso sanguíneo utilizando un transmisor con una serie de antenas emisoras para enviar al menos una señal y un receptor con una serie de antenas de recepción para recibir al menos una señal,

50 seleccionando una primera configuración de registro que incluye una antena de la serie de antenas emisoras y una antena de la serie de antenas receptoras para enviar una señal de transmisión con la primera configuración de registro y registrar un primer valor de pérdida basado en la señal emitida y en una señal recibida, seleccionando una segunda configuración de registro que incluye una antena de la serie de antenas emisoras y una antena de la serie de antenas receptoras para enviar una señal de transmisión con la segunda configuración de registro y registrar un segundo valor de pérdida basado en la señal emitida y en una señal recibida, y eligiendo la configuración de registro con el menor valor de pérdida para registrar el parámetro de hemograma.

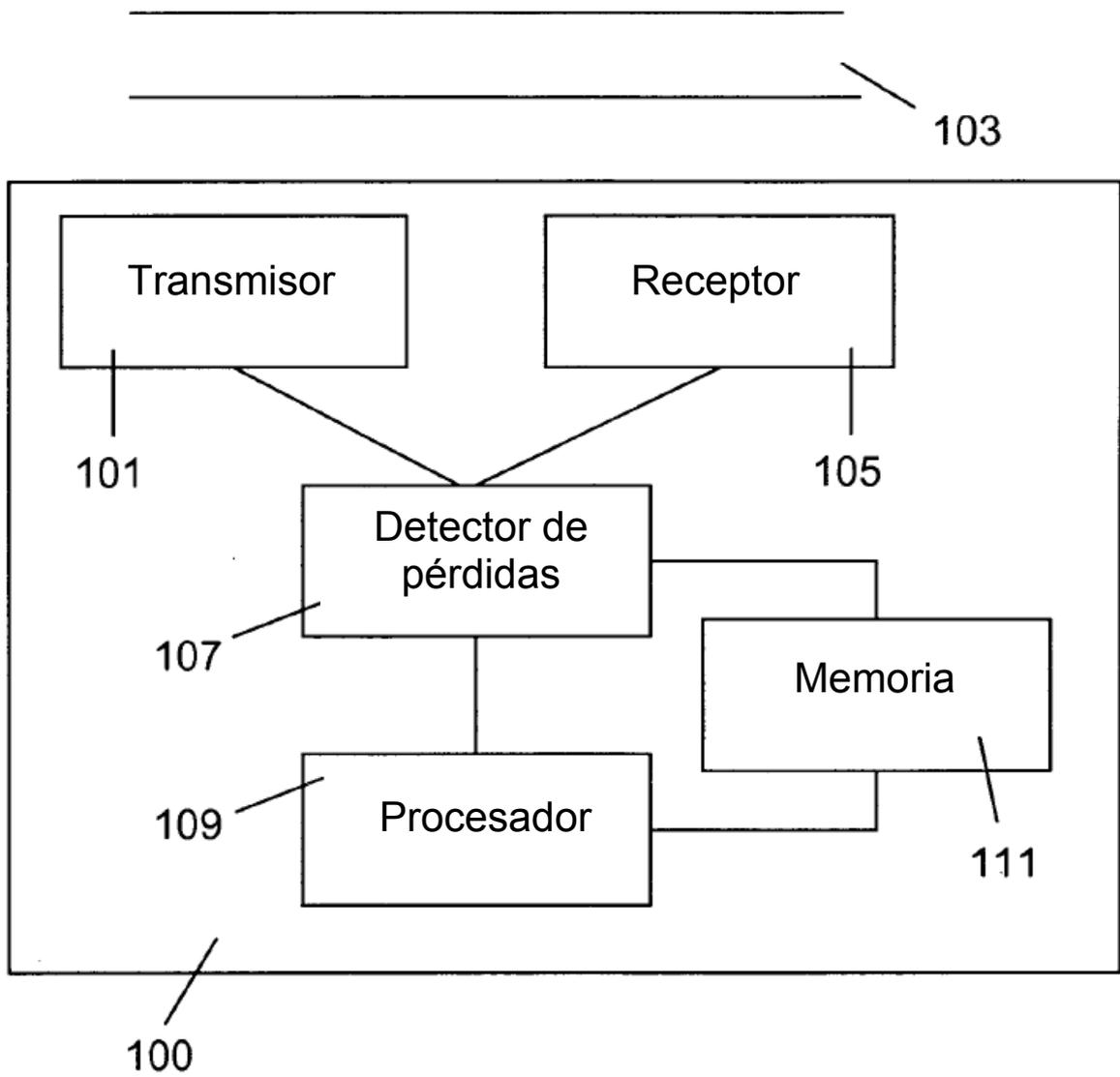


Fig. 1

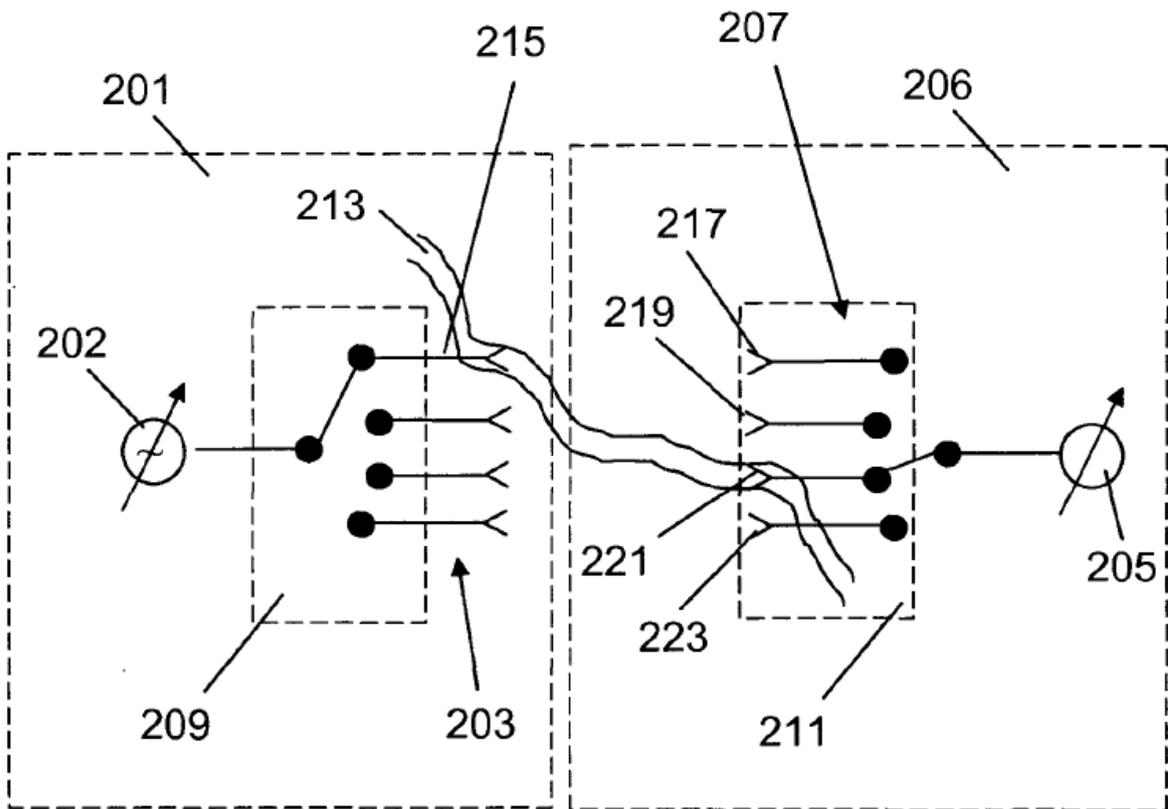


Fig. 2

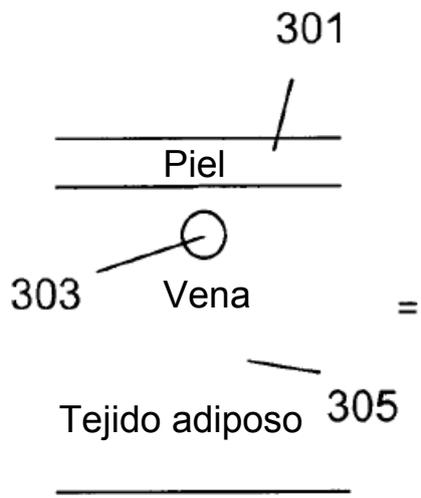


Fig. 3A

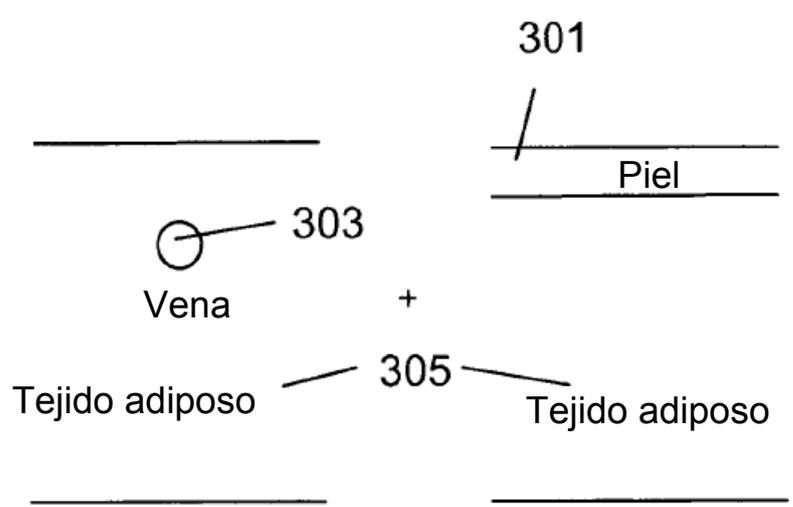


Fig. 3B

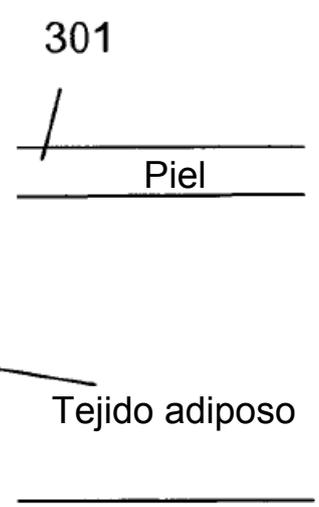


Fig. 3C

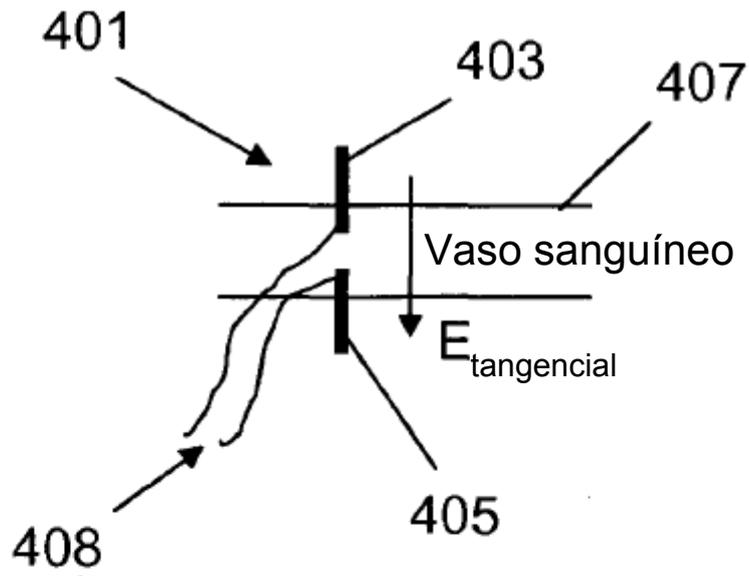


Fig. 4A

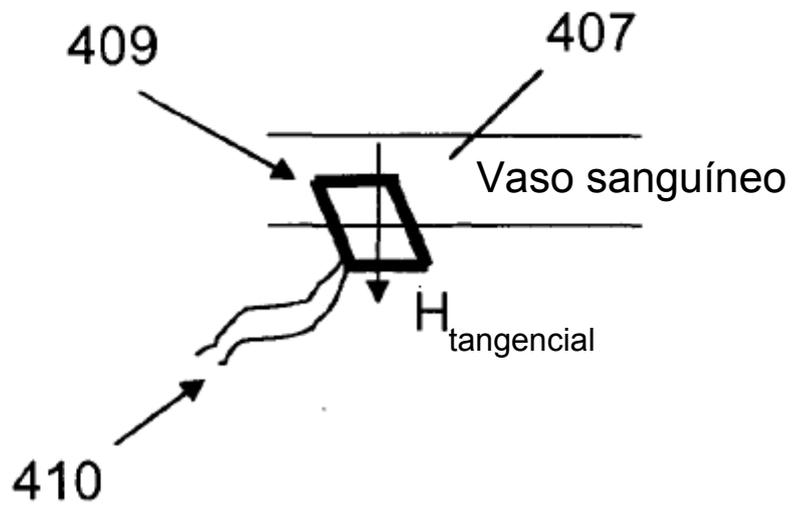


Fig. 4B

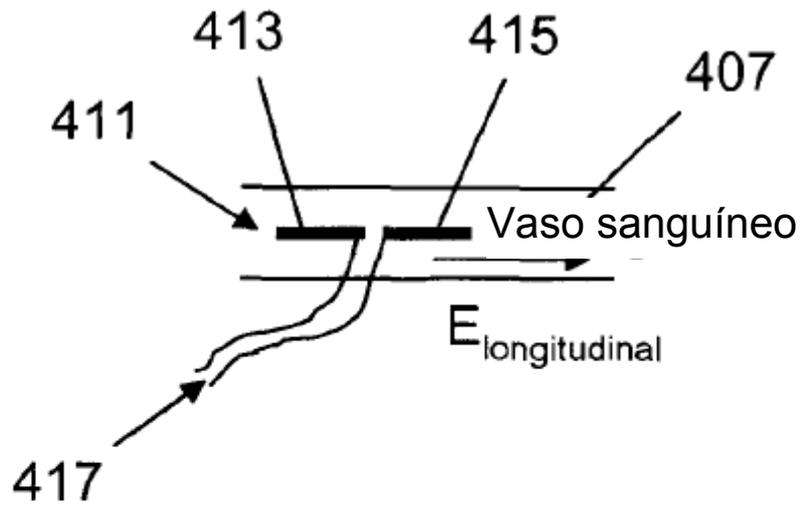


Fig. 4C

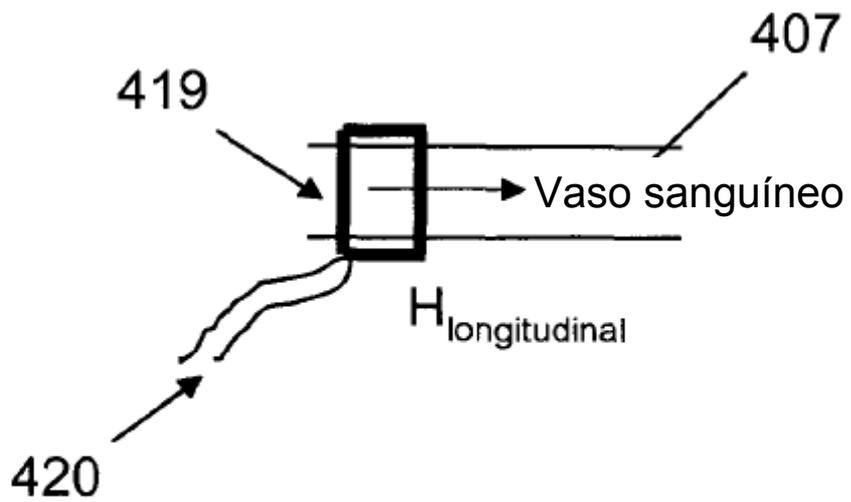


Fig. 4D

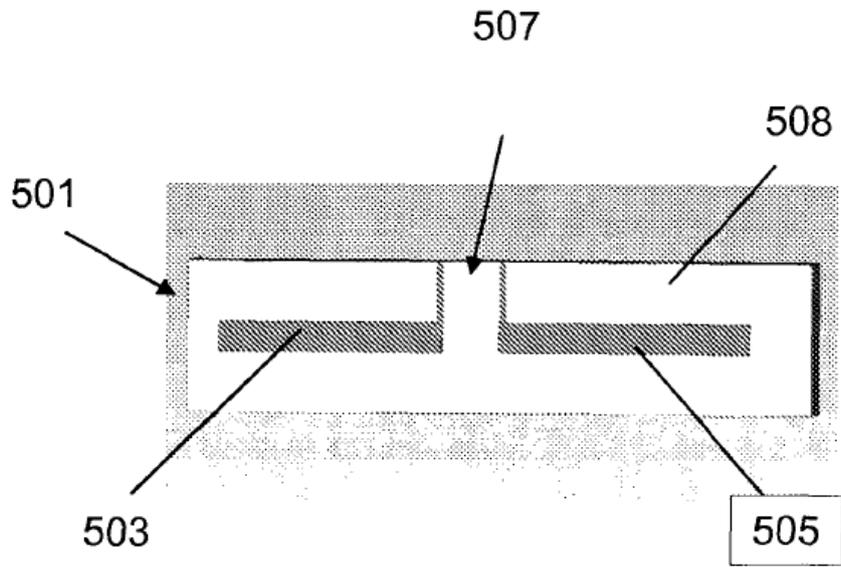


Fig. 5A

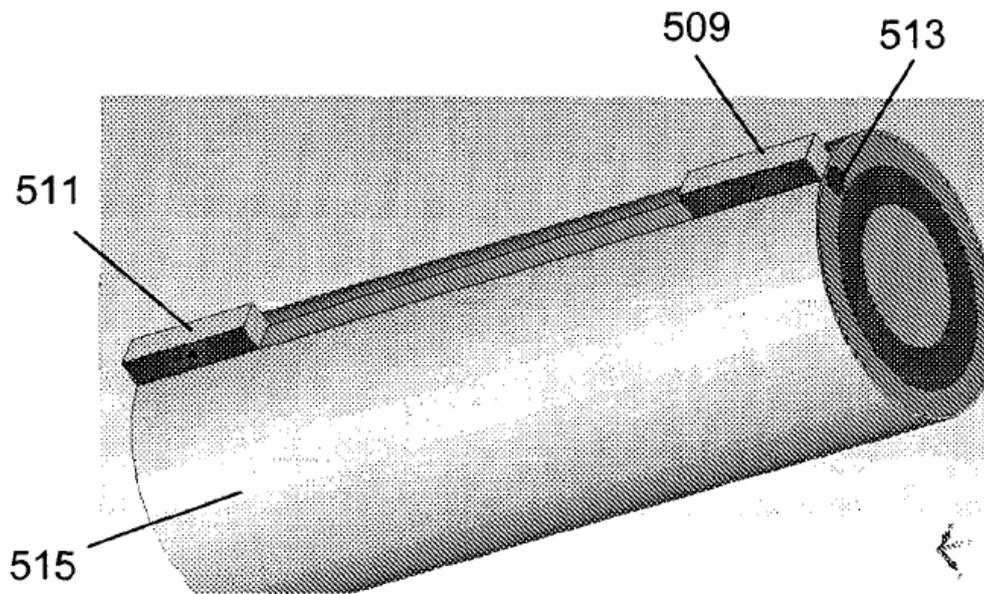


Fig. 5B

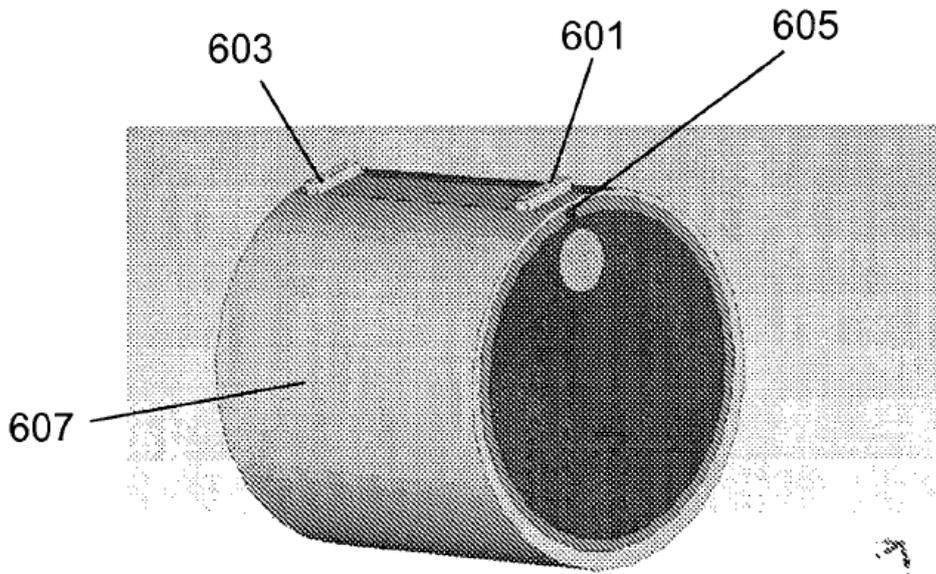


Fig. 6A

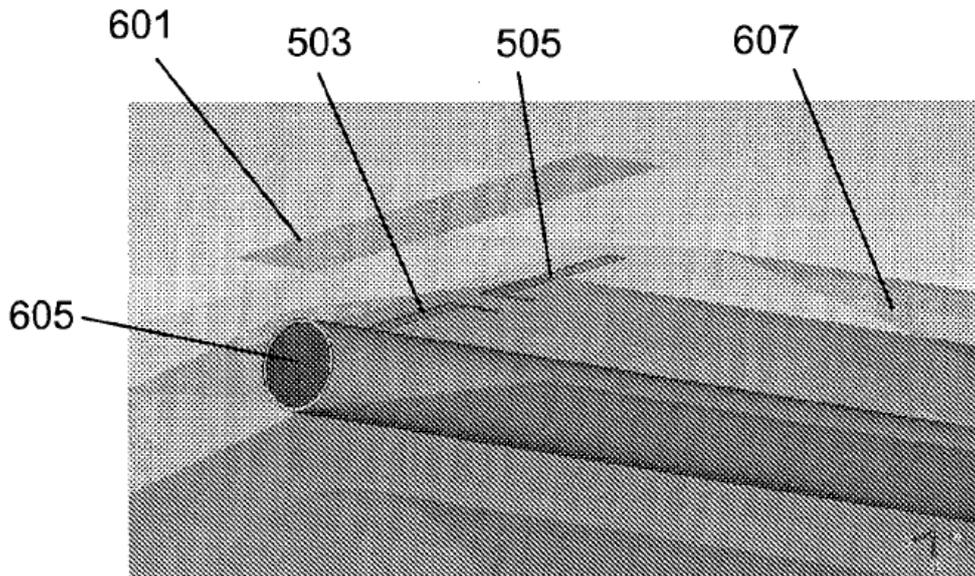


Fig. 6B



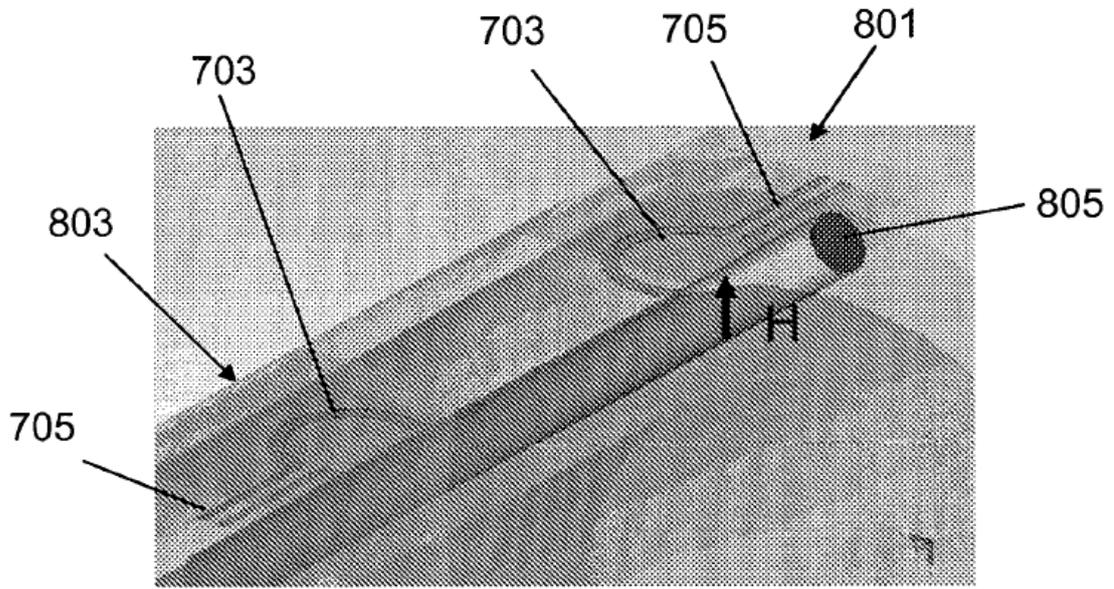


Fig. 8

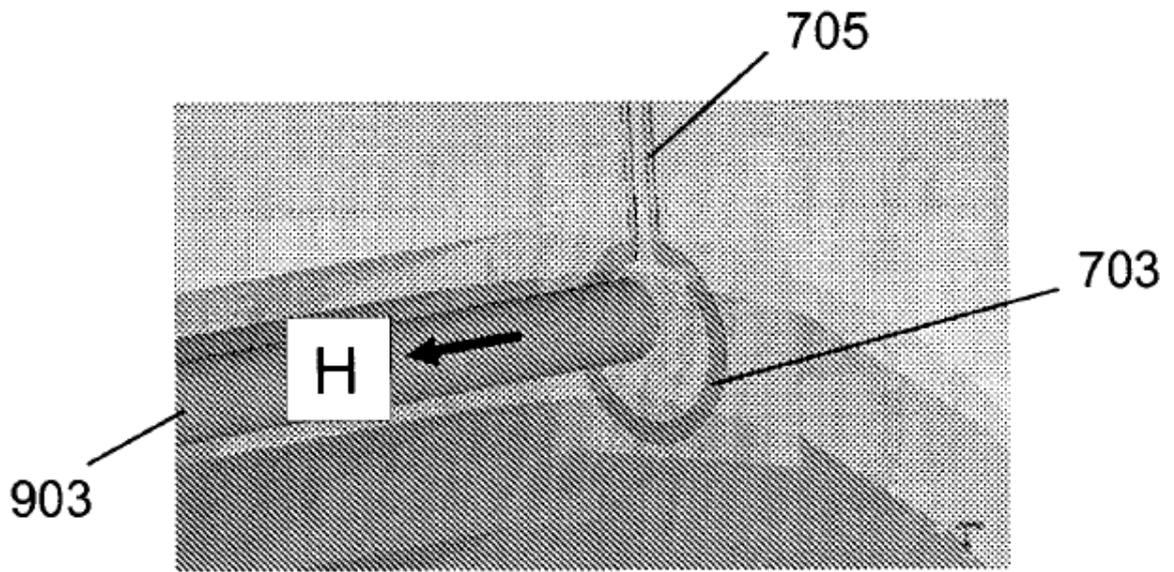


Fig. 9

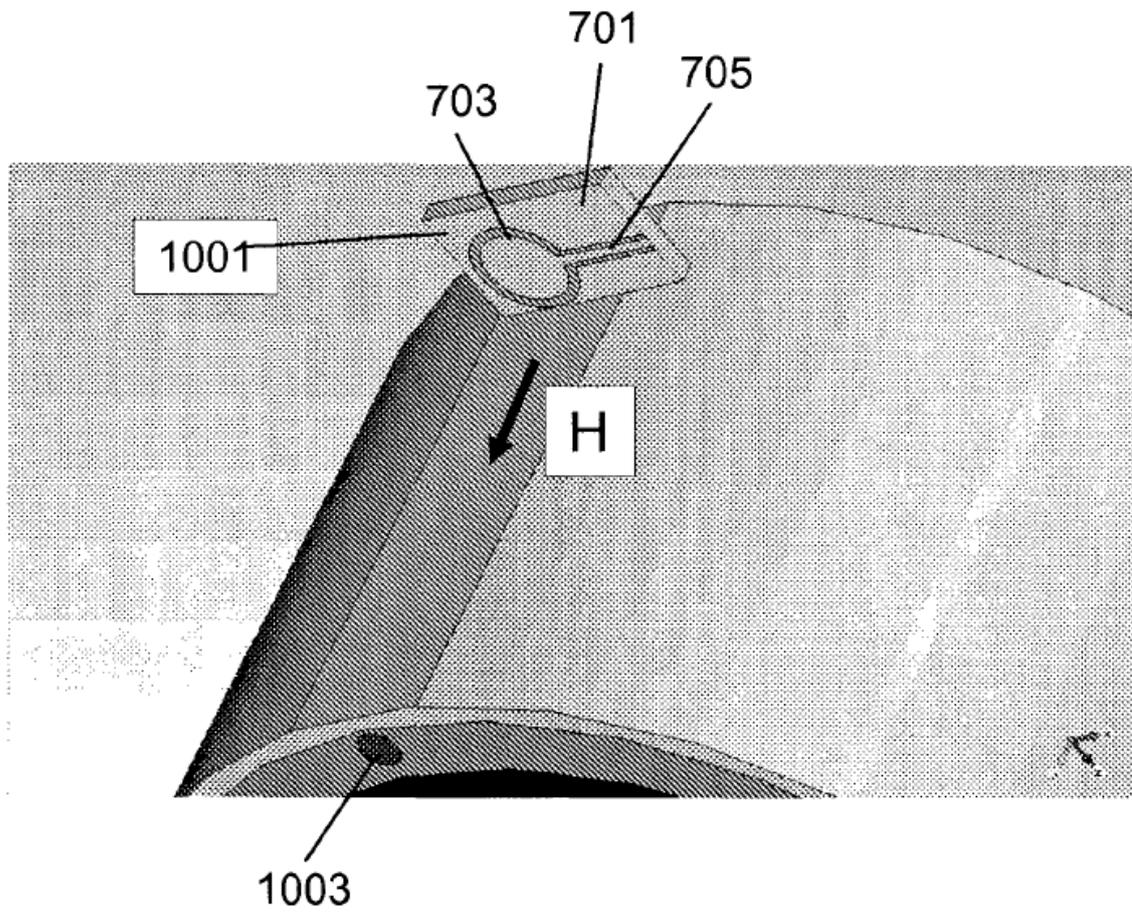


Fig. 10

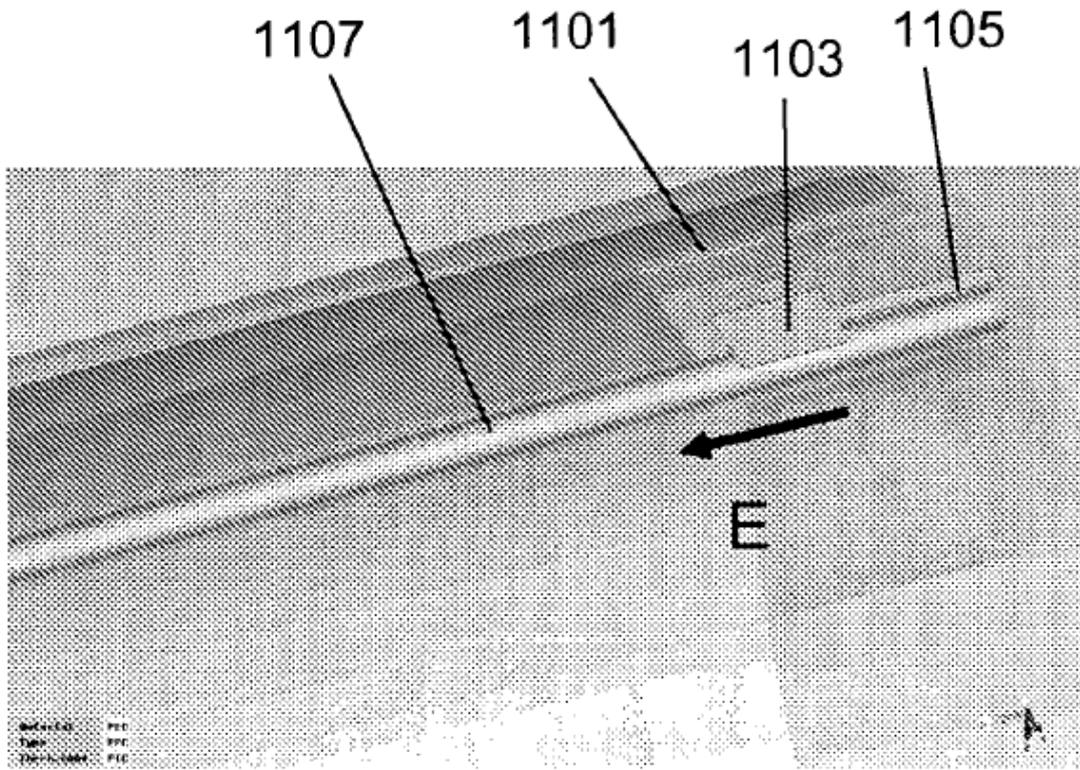


Fig. 11

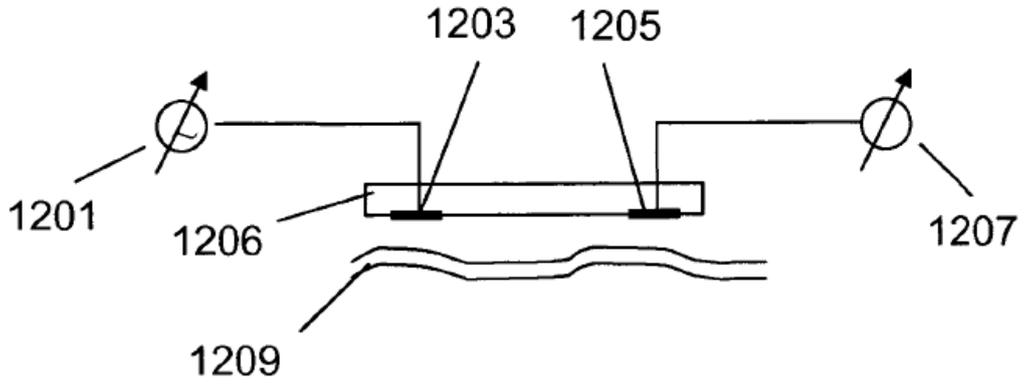


Fig. 12

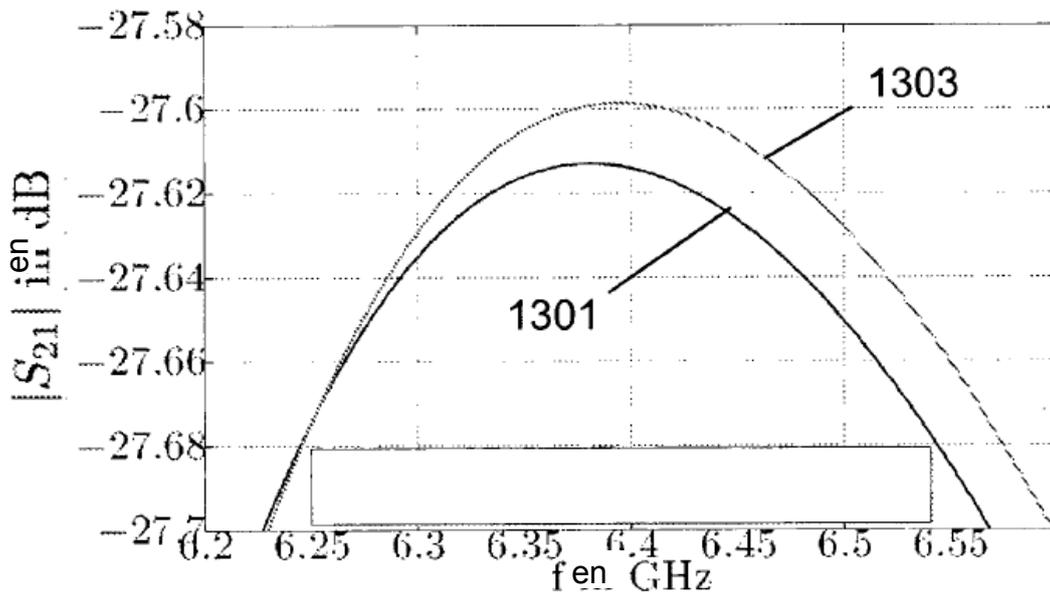


Fig. 13

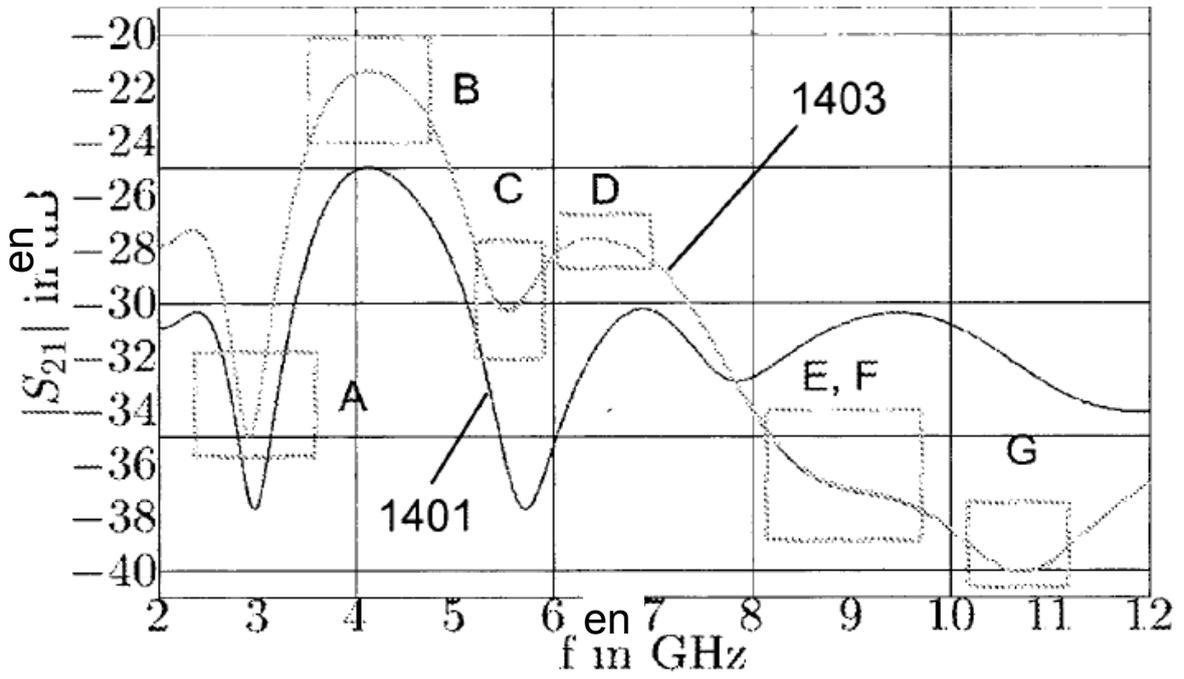


Fig. 14

Diámetro	EI	A	B	C	D	E	F	G
6 mm	<1	+2	-1	-9	-17	+11	<1	
3.4 mm	<1	+4	-1	-13	-	-	-10	

Fig. 15

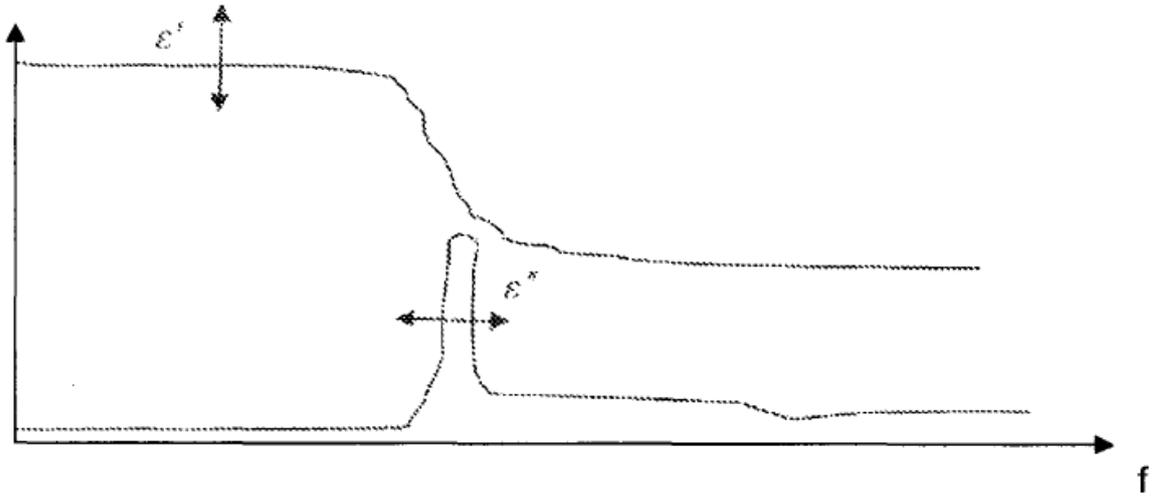


Fig. 16

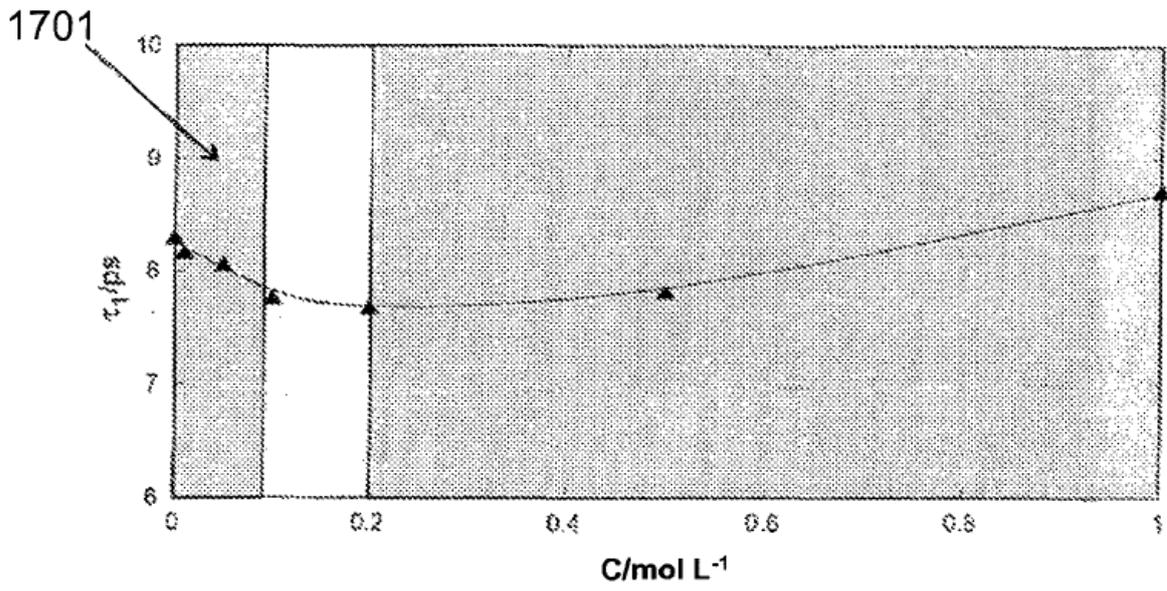


Fig. 17

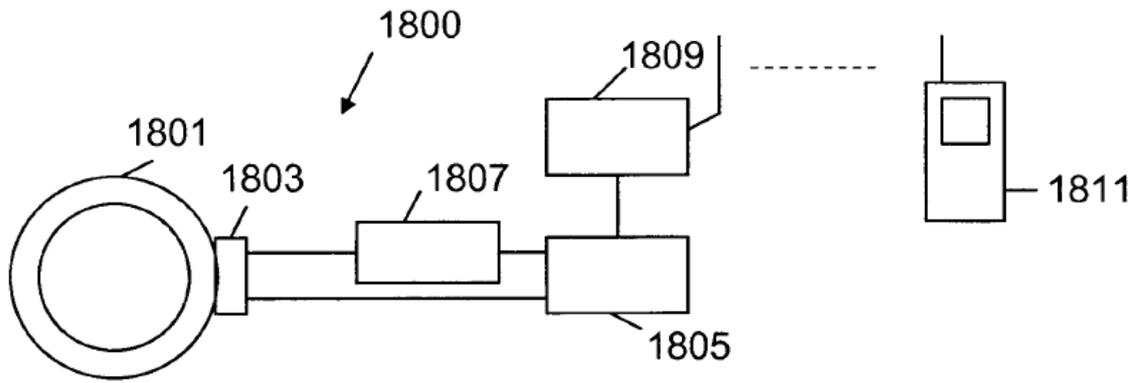


Fig. 18

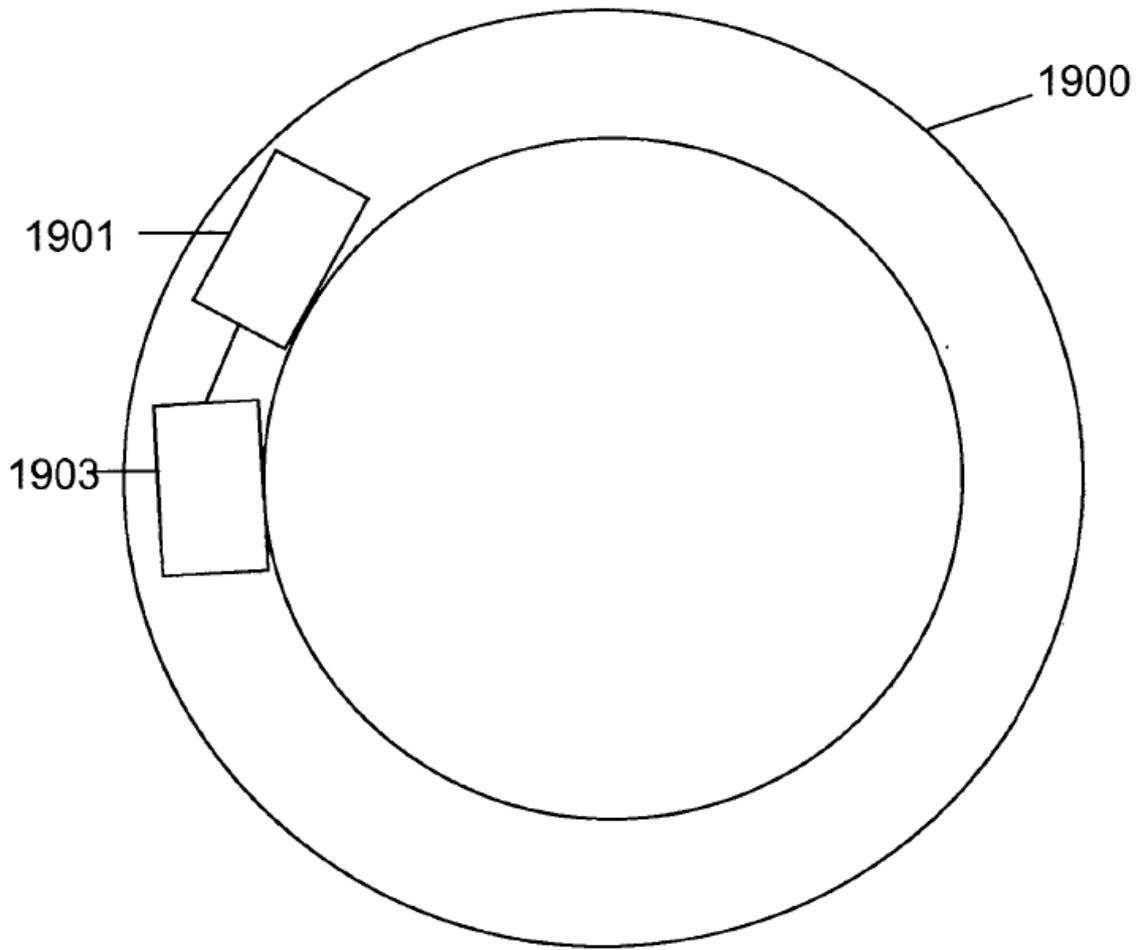


Fig. 19

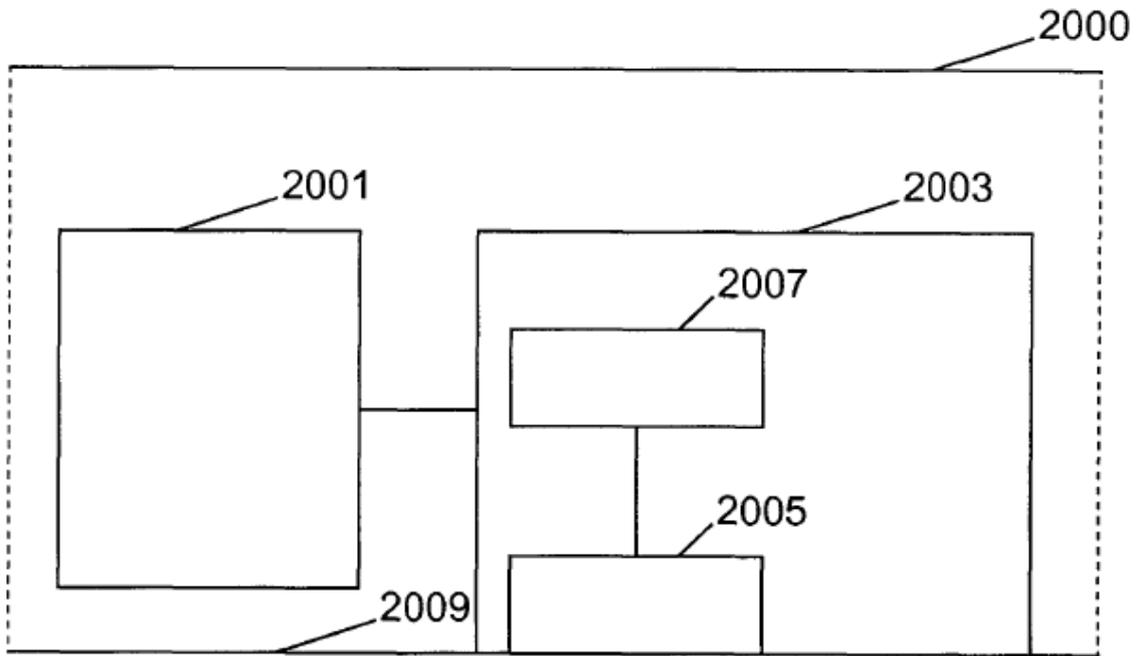


Fig. 20

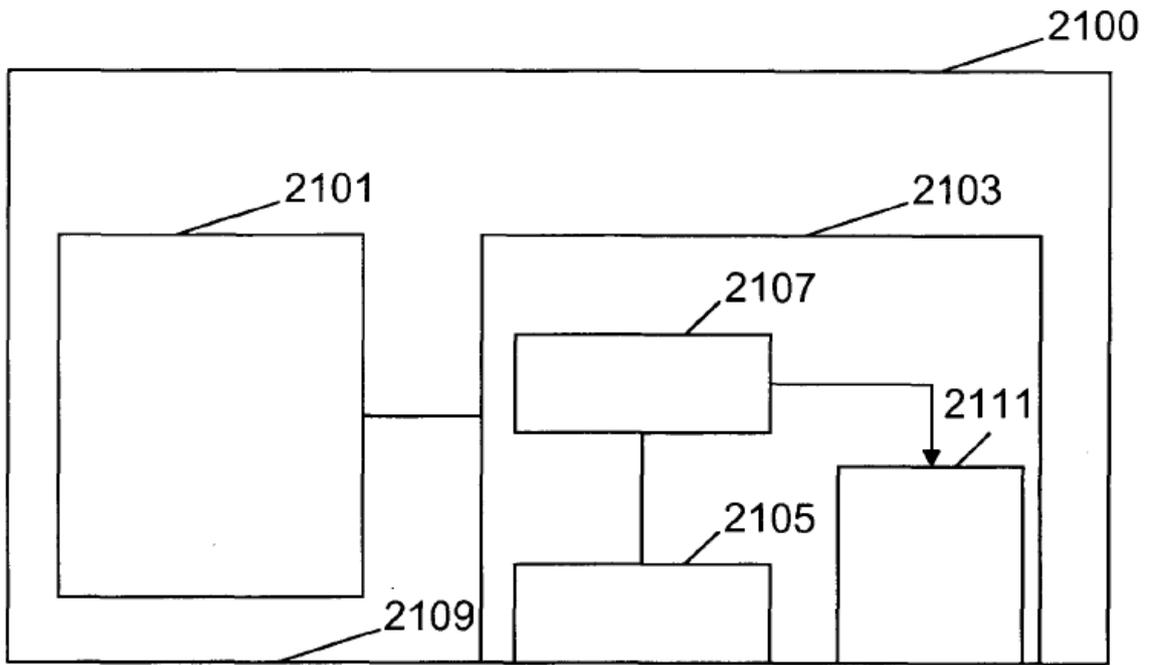


Fig. 21

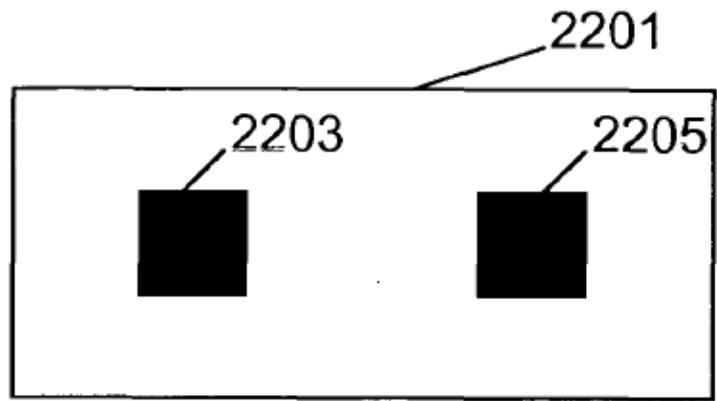


Fig. 22