

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 507 501**

51 Int. Cl.:

G01N 21/17 (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 10192469 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.07.2014** **EP 2458368**

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

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
15.10.2014

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 2 507 501 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 registro para registrar un parámetro de hemograma

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

Para la determinación de un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de un componente sanguíneo, puede extraerse sangre de manera invasiva. El parámetro de hemograma puede determinarse entonces mediante el uso de la sangre extraída con ayuda de tiras de ensayo normalizadas, cuyos valores de resistencia eléctrica dependen de la concentración del componente sanguíneo, por ejemplo, del azúcar en la sangre. El respectivo valor de resistencia eléctrica puede registrarse, por ejemplo, utilizando un glucómetro, que realiza una medición de resistencia de corriente continua para registrar un valor de resistencia eléctrica de una tira de ensayo. El valor de resistencia puede convertirse en una concentración de azúcar en sangre por medio de una relación en sí conocida entre una concentración de azúcar en sangre y un valor de resistencia. Para lograr una alta precisión de registro, cada tira de ensayo está provista de datos de calibración, por ejemplo, de un valor de resistencia de referencia o de una codificación correspondiente, por lo que pueden compensarse las variaciones de las propiedades de las tiras de ensayo. Es desventajosa en procedimientos invasivos, sin embargo, la necesidad de la extracción de sangre, y con ello, una lesión de un paciente. Además, es complejo un registro continuo de una concentración de un componente sanguíneo para establecer, por ejemplo, su curva de patrón diario. Además de ello, no puede registrarse de manera exacta mediante el procedimiento invasivo un retardo en el tiempo entre una ingestión de alimentos y, por ejemplo, un aumento del azúcar en la sangre. Además, no puede determinarse de manera exacta en la sangre, en particular en el caso de una concentración baja del azúcar en sangre, un momento de entrega de insulina al paciente.

25 Para la determinación no invasiva de un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de las sustancias o una composición de las sustancias en la sangre, pueden utilizarse procedimientos de espectroscopía de microondas. La espectroscopía de microondas para el registro de parámetros de hemograma se basa en un acoplamiento de una señal de microondas en un tejido perfundido con sangre y en un registro de una absorción dependiente de la frecuencia de la energía de microondas acoplada.

La publicación US 2009/027814 A1 describe un sistema y un procedimiento para medir un componente de una muestra. Para ello, el sistema comprende un emisor que emite una onda electromagnética con una frecuencia variable en dirección de la muestra. La onda reflejada por la muestra es recibida por un detector. La onda eléctrica penetra en el tejido en un punto indeterminado, de manera que el recorrido de medición no está definido de manera inequívoca ni es reproducible.

En la publicación de Andreas Caduff *et al.* "Non-invasive glucose monitoring in patients with Type 1 diabetes: A multi-sensor system combining sensors for dielectric and optical characterization of skin", Biosensors and Bioelectronics 24 (2009) 2778-2784, se describe una disposición de varios electrodos para la determinación basada en microondas de un parámetro de hemograma. La disposición de varios electrodos comprende varios pares de electrodos con diferentes separaciones de electrodos, mediante los cuales pueden realizarse diferentes profundidades de penetración de señales de microondas. El registro del parámetro de hemograma se realiza mediante una medición de la impedancia, es decir, mediante una medición de red de una puerta, y es por lo tanto proclive a errores en el caso de posibles ajustes erróneos de impedancia. Debido a diferentes profundidades de penetración, en ocasiones no es posible una diferenciación entre sangre capilar y venosa, lo que puede falsear los resultados de la medición. Una medición de un parámetro de hemograma en sangre venosa es, por lo general, más exacta que una medición del parámetro de hemograma en sangre capilar, puesto que, por ejemplo, las variaciones de azúcar en sangre están retardadas en la sangre capilar frente a la sangre venosa.

En las publicaciones de Buford Randal Jean *et al.* "A microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement, SAS 2008 - IEEE Sensors Applications Symposium, Atlanta, GA, 12 - 14 de febrero de 2008, y M. McClung, Calibration methodology for a microwave non-invasive glucose sensor, Master Thesis, Baylor University, mayo de 2008, se describe otra disposición de electrodos para la determinación de una concentración de azúcar en sangre. En este caso se aprovecha que las propiedades dieléctricas de la sangre dependen de un contenido de azúcar en sangre. Mediante la presión de un pulgar sobre el sensor de microondas se mide una variación de la constante dieléctrica del pulgar mediante una desintonización de un resonador. Mediante la presión del pulgar se desplaza no obstante sangre, lo que puede conducir a falsear los resultados de la medición. Además de ello, las mediciones no pueden llevarse a cabo de manera continua. La evaluación de los datos de medición para la determinación del contenido de azúcar en sangre depende además del respectivo paciente y, por lo tanto, no puede reproducirse en otros pacientes. Además de ello, con este procedimiento no puede controlarse la profundidad de penetración de la potencia de las microondas, de manera que no es posible una diferenciación entre sangre capilar y venosa. Además, se lleva a cabo la variación de la constante dieléctrica basándose en una medición de red de una puerta, la cual es propensa a ajustes erróneos.

Es el objetivo de la presente invención proporcionar un concepto eficaz para la determinación no invasiva, basada en microondas, de un parámetro de hemograma, particularmente de una concentración de azúcar en sangre, en una sangre que fluye a través de un vaso sanguíneo.

- 5 Este objetivo se soluciona mediante las características de las reivindicaciones independientes. Las formas de perfeccionamientos ventajosos son objeto de las reivindicaciones dependientes.

10 La invención se basa en la consideración de que un parámetro de hemograma se puede establecer mediante un registro de una constante de tiempo de relajación de un componente sanguíneo. Si el parámetro de hemograma a determinar es, por ejemplo, una concentración en la sangre de azúcar en sangre, entonces una constante de tiempo de relajación de una solución acuosa que contiene azúcar es una medida de la concentración del azúcar en sangre, es decir, de la glucemia.

15 La invención se basa en la consideración adicional de que la constante de tiempo de relajación del componente sanguíneo se puede determinar por mediciones de señales de microondas acopladas al vaso sanguíneo. En este caso se registran las magnitudes de pérdidas de las señales de microondas acopladas. Las magnitudes de pérdidas se representan, por ejemplo, por el desarrollo, dependiente de la frecuencia, de la constante dieléctrica compleja.

20 La invención se basa en la consideración adicional de que un vaso sanguíneo, tal como, por ejemplo, una vena o una arteria, el tejido adiposo que rodea a este vaso sanguíneo, así como la capa de piel que se encuentra por encima, pueden considerarse un sistema de guía de ondas dieléctrico. Al excitar un sistema de guía de ondas dieléctrico de este tipo, pueden excitarse, por lo tanto, diferentes modos o tipos de ondas, por ejemplo, ondas transversales electromagnéticas (TEM) u ondas transversales eléctricas (TE) u ondas transversales magnéticas (TM) o una onda HE. En un modo TE existe un componente del campo magnético diferente de cero, dirigido en
25 dirección de propagación. En un modo TM existe, por el contrario, un componente de un campo eléctrico diferente de cero, dirigido en dirección de propagación del modo. Dependiendo de una excitación de alta frecuencia pueden excitarse por ello en un sistema de guía de ondas dieléctrico que comprende el vaso sanguíneo y la capa de piel, diferentes modos capaces de propagarse también en dirección del flujo de la sangre, por lo que es posible un registro exacto de un parámetro de hemograma.

30 El vaso sanguíneo al que se acoplan las señales de emisión y del que se desacoplan las señales de recepción se interpreta como guía de ondas dieléctrica. Las señales de emisión están configuradas particularmente como señales de microondas. Mediante la utilización de las señales de microondas se posibilita una metódica de medición robusta.

35 Mediante las constantes de tiempo de relajación (τ) determinadas, puede establecerse al menos un parámetro de hemograma, por ejemplo, la concentración de glucosa en la sangre. El parámetro de hemograma puede establecerse de manera continua –como la constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo–. Resulta de esta manera, por ejemplo, una ventaja para la concentración de glucosa como parámetro de hemograma, frente a las soluciones convencionales: se posibilita una determinación del tiempo de retardo entre la ingestión de
40 alimentos del paciente y el aumento del azúcar en sangre. Puede reaccionarse, por lo tanto, más rápidamente a variaciones en la rutina diaria del paciente. En caso de vislumbrarse una hiperglucemia o hipoglucemia puede activarse de inmediato una alarma. También es posible una conexión de telemedicina a través de una interfaz de comunicación.

45 Mediante la utilización de la primera señal de emisión, la segunda señal de emisión y potencialmente otras señales de emisión, es posible una medición o un establecimiento de banda ancha en lo que se refiere a las magnitudes de pérdidas.

50 Según un aspecto de la invención, se propone un dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de un componente sanguíneo de la sangre en un vaso sanguíneo, que presenta un emisor, un receptor, un detector de pérdidas y un procesador. El emisor está adaptado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia. El receptor está adaptado para recibir una primera señal de recepción en la primera frecuencia y una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia. El detector de pérdidas está configurado para establecer una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción. El detector de pérdidas está configurado
55 además para establecer una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción. El procesador está configurado para determinar una constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo dependiendo de la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida.

60 El procesador está adaptado particularmente para determinar la constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo dependiendo de la primera frecuencia, cuando la primera magnitud de pérdida no es menor que la segunda magnitud de pérdida, o para determinar la constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo dependiendo de la segunda frecuencia, cuando la segunda magnitud de pérdida no es menor que la primera magnitud de pérdida.

65

Según una forma de realización, el procesador está configurado para establecer al menos un parámetro de hemograma dependiendo de las constantes del tiempo de relajación (τ) determinadas.

5 Según una forma de realización, el procesador está configurado para establecer al menos un parámetro de hemograma dependiendo de las constantes del tiempo de relajación (τ) determinadas por medio de una relación predefinida entre la concentración del parámetro de hemograma y las constantes del tiempo de relajación (τ).

10 Según una forma de realización, la relación predefinida comprende una representación de la concentración del parámetro de hemograma en relación con la constante del tiempo de relajación (τ).

Según una forma de realización, el dispositivo de registro comprende una tabla de consulta mediante la cual se representa la relación predefinida entre la concentración del parámetro de hemograma y la constante del tiempo de relajación (τ).

15 Según una forma de realización, el al menos un parámetro de hemograma es una concentración de glucosa en la sangre, una concentración de lactato en la sangre o comprende una concentración de oxígeno en la sangre.

Según una forma de realización, el detector de pérdidas está configurado para determinar la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida mediante una medición de red de dos puertas.

20 La medición de red de dos puertas da como resultado, ventajosamente, un resultado de medición más seguro que una medición de red de una puerta convencional.

25 Según una forma de realización, el detector de pérdidas comprende un analizador de red o un detector de potencia.

Según una forma de realización, el detector de pérdidas está configurado para determinar, respectivamente, un coeficiente de transmisión hacia delante S_{21} y/o un coeficiente de reflexión de entrada S_{11} , para la determinación de la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida.

30 Según una forma de realización, el detector de pérdidas está configurado para determinar la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida respectivamente basándose en la siguiente fórmula:

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

35 donde $P_{\text{pérdida}}$ indica la respectiva magnitud de pérdida y donde S_{11} indica el coeficiente de reflexión de entrada y S_{21} , el coeficiente de transmisión hacia delante.

Según una forma de realización, el procesador está configurado para determinar la constante del tiempo de relajación (τ) basándose en la siguiente fórmula:

$$40 \quad \tau = \frac{1}{2\pi f_A},$$

donde f_A indica la frecuencia a la que la magnitud de pérdida establecida es mayor.

45 Según una forma de realización, el detector de pérdidas está configurado para establecer la constante dieléctrica compleja (ϵ'') a la correspondiente frecuencia para la determinación de la respectiva magnitud de pérdida.

50 En este caso se evalúa particularmente la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja o de la constante dieléctrica. Particularmente se observan las frecuencias a las que la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja tiene un máximo local. De esta manera se posibilita una separación de diferentes efectos polares mediante la observación de la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja, que representa las pérdidas dependientes de la frecuencia.

55 Según una forma de realización, el procesador está configurado para determinar la frecuencia a la que la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja (ϵ'') es máxima, y para calcular la constante del tiempo de relajación (τ) dependiendo de la frecuencia determinada.

60 Según una forma de realización, el emisor está configurado para acoplar al menos una señal de emisión con una pluralidad de frecuencias en el vaso sanguíneo. En este caso, el receptor está configurado para recibir al menos una señal de recepción con la pluralidad de frecuencias. El procesador está configurado además para determinar la frecuencia a la que la constante dieléctrica compleja (ϵ'') es máxima y para calcular la constante del tiempo de relajación (τ) dependiendo de la frecuencia determinada.

Según una forma de realización, el emisor para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión tiene al menos una antena de emisión, particularmente una antena dipolo, una antena de cuadro o una antena de parche. Según esta forma de realización preferida, el receptor para la recepción de la primera señal de recepción y de la segunda señal de recepción tiene al menos una antena de recepción, particularmente una antena dipolo o una antena de cuadro, que está separada de la antena de emisión.

Según una forma de realización, el emisor está configurado para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión como una onda transversal eléctrica (TE) o como una onda transversal magnética (TM) al vaso sanguíneo, en particular, para acoplarla longitudinal o transversalmente con respecto a una dirección de flujo de la sangre.

Según una forma de realización, el emisor está configurado para acoplar al vaso sanguíneo la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión sucesivamente, en particular mediante un oscilador sintonizable, o simultáneamente, en particular mediante la señal de banda ancha que comprende la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión.

Según una forma de realización, la señal de emisión es una señal de alta frecuencia de banda ancha o una señal de barrido.

Según una forma de realización, la señal de emisión está configurada como una señal de microondas.

Según una forma de realización, el vaso sanguíneo es una arteria o una vena.

Según una forma de realización, el emisor acopla la señal de emisión al vaso sanguíneo con una potencia de 0,1 a 1,0 mW.

Según una forma de realización, la primera frecuencia y la segunda frecuencia se encuentran respectivamente en un intervalo de frecuencias entre 1 GHz y 15 GHz.

Según una forma de realización, el dispositivo de registro comprende un emisor con una cantidad de antenas de emisión para la emisión de al menos una señal de emisión, un receptor con una cantidad de antenas de recepción para la recepción de al menos una señal de recepción, el procesador y el detector de pérdidas. En este caso, el procesador está configurado para elegir una primera configuración de registro que comprende una antena de emisión de la cantidad de antenas de emisión y una antena de recepción de la cantidad de antenas de recepción, y una segunda configuración de registro que comprende una antena de emisión de la cantidad de antenas de emisión y una antena de recepción de la cantidad de antenas de recepción. El detector de pérdidas está configurado además para registrar en la selección de la primera configuración de registro para la emisión de una señal de emisión, una primera magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y una señal de recepción, y en la selección de la segunda configuración de registro para la emisión de una señal de emisión, una segunda magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y una señal de recepción. El procesador está configurado además para seleccionar la configuración de registro con la menor magnitud de pérdida para el registro del parámetro de hemograma.

El emisor está configurado, por ejemplo, como un emisor con una señal de pseudoruido de banda ancha, por ejemplo, como un radar de secuencia M.

Particularmente, el emisor está configurado en la selección de la primera configuración de registro para emitir la señal de emisión mediante la antena de emisión de la primera configuración de registro. El receptor está configurado en la selección de la primera configuración de registro para recibir la señal de recepción mediante la antena de recepción de la primera configuración de registro. Además de ello, el emisor está configurado en la selección de la segunda configuración de registro para emitir la señal de emisión mediante la antena de emisión de la segunda configuración de registro, donde el receptor está configurado en la selección de la segunda configuración de registro para recibir la señal de recepción mediante la antena de recepción de la segunda configuración de registro. En este caso, el detector de pérdidas está configurado para registrar la primera magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y la señal de recepción de la primera configuración de registro y para registrar la segunda magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y la señal de recepción de la segunda configuración de registro.

Según una forma de realización, la primera magnitud de pérdida es una línea de absorción de una solución acuosa con un componente sanguíneo a la primera frecuencia y la segunda magnitud de pérdida, una línea de absorción de la solución acuosa a la segunda frecuencia.

Según una forma de realización, la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida definen un desarrollo dependiente de la frecuencia de líneas de absorción de una solución acuosa con un componente sanguíneo.

Según una forma de realización, la primera magnitud de pérdida es un mínimo de absorción o un máximo de absorción en un primer intervalo de frecuencias que comprende la primera frecuencia, donde la segunda magnitud de pérdida es un mínimo de absorción o un máximo de absorción en un segundo intervalo de frecuencias que comprende la segunda frecuencia.

5 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo, con un emisor con una cantidad de antenas de emisión para la emisión de al menos una señal de emisión, un receptor con una cantidad de antenas de recepción para recibir al menos una señal de recepción, un procesador, que está configurado para seleccionar una primera configuración de registro que comprende una antena de emisión de la cantidad de antenas de emisión y una antena de recepción de la cantidad de antenas de recepción y para seleccionar una segunda configuración de registro que comprende una antena de emisión de la cantidad de antenas de emisión y una antena de recepción de la cantidad de antenas de recepción, un detector de pérdidas, que está configurado para registrar en la selección de la primera configuración de registro para la emisión de una señal de emisión una primera magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y una señal de recepción, y para registrar en la selección de la segunda configuración de registro para la emisión de una señal de emisión una segunda magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión y una señal de recepción, donde el procesador está configurado para seleccionar la configuración de registro con la menor magnitud de pérdida para registrar el parámetro de hemograma.

20 Preferentemente se estimula el vaso sanguíneo en la selección de la respectiva configuración de registro, donde las señales de emisión se emiten, por ejemplo, en dirección del vaso sanguíneo. Basándose en las señales de recepción, las cuales son versiones recibidas de las señales de emisión, así como basándose en las señales emitidas, puede seleccionarse, por ejemplo, aquel par de antenas que comprende una antena de emisión y una antena de recepción como la configuración de registro que va unida a las pérdidas de acoplamiento más bajas. Las pérdidas de acoplamiento pueden registrarse, por ejemplo, basándose en una comparación de las magnitudes de pérdida anteriormente mencionadas, por ejemplo, líneas de absorción o atenuaciones.

30 Según un aspecto de la invención se propone un procedimiento para registrar un parámetro de un componente sanguíneo de la sangre en un vaso sanguíneo. En este caso se acoplan una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo. Además, se reciben una primera señal de recepción en la primera frecuencia y una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia. Se establece una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción. Correspondientemente se establece una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción. Se establece además una constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo dependiendo de la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida.

Según una configuración preferida, el procedimiento tiene los siguientes pasos:

40 acoplamiento de al menos una señal de alta frecuencia con una pluralidad de frecuencias al vaso sanguíneo, determinación de la frecuencia a la que la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja (ϵ'') es máxima, cálculo de las constantes del tiempo de relajación (τ) dependiendo de la frecuencia determinada y cálculo del parámetro de hemograma dependiendo de la constante del tiempo de relajación (τ) determinada.

45 Se propone además un producto de programa informático, el cual causa que se lleve a cabo en un equipo controlado por el programa al menos una parte del procedimiento como se ha descrito anteriormente, para registrar un parámetro de un componente sanguíneo de la sangre en un vaso sanguíneo. La al menos una parte, que está configurada como un producto de programa informático, comprende particularmente el paso del cálculo de las constantes del tiempo de relajación (τ).

50 Un producto de programa informático, tal como un medio de programa informático, puede ponerse a disposición o proporcionarse, por ejemplo, como medio de almacenamiento, tal como una tarjeta de memoria, memoria USB, disquete, CD-ROM, DVD o también en forma de un archivo descargable desde un servidor en una red. Esto puede producirse, por ejemplo, en una red de comunicación inalámbrica mediante la transmisión de un archivo correspondiente con el producto de programa informático o el medio de programa informático.

55 Otros ejemplos de realización se explican haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Muestran:

La Fig. 1 un diagrama de bloques esquemático de un dispositivo de registro;

60 La Fig. 2 un diagrama que ilustra la constante dieléctrica real ϵ' y la constante dieléctrica compleja ϵ'' dependiendo de la frecuencia;

La Fig. 3 un diagrama que ilustra una relación entre las constantes del tiempo de relajación (τ) y la concentración de glucosa en la sangre;

65

	La Fig. 4	un diagrama de bloques esquemático de un dispositivo de registro con un dispositivo de comunicación;
5	La Fig. 5	un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo;
	La Fig. 6	un diagrama de bloques esquemático de una pulsera;
10	La Fig. 7	un diagrama de bloques esquemático de una sección de un ejemplo de realización de una pulsera;
	La Fig. 8	un diagrama de bloques esquemático de una sección de una pulsera;
15	La Fig. 9	un diagrama de bloques esquemático de una disposición de los electrodos del dispositivo de registro;
	La Fig. 10	un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para hacer funcionar una pulsera;
20	La Fig. 11	un diagrama de bloques de un dispositivo de registro;
	La Fig. 12	un modelo de un corte transversal de un antebrazo humano;
25	Las Fig. 13A-13D	antenas;
	La Fig. 14	una antena dipolo eléctrica;
	La Fig. 14B	una disposición de estimulación;
30	Las Fig. 15A, 15B	disposiciones de estimulación;
	La Fig. 16A	una antena de bucle;
35	La Fig. 16B	una disposición de estimulación;
	La Fig. 17	una disposición de estimulación;
	La Fig. 18	una disposición de estimulación;
40	La Fig. 19	una disposición de estimulación;
	La Fig. 20	una disposición de estimulación;
45	La Fig. 21	un diagrama de bloques de un dispositivo de registro;
	La Fig. 22	un cambio de frecuencia de un máximo de absorción;
	La Fig. 23	un comportamiento de transmisión;
50	La Fig. 24	cambios de frecuencia;
	La Fig. 25	un diagrama de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma; y
55	La Fig. 26	un diagrama de bloques de un dispositivo de registro
60	La Fig. 1 muestra un diagrama de bloques de un dispositivo de registro 100 para registrar un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de azúcar en sangre o glucosa. El dispositivo de registro 100 comprende un emisor 101, que está configurado para acoplar al 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 dar como resultado juntas, por ejemplo, una señal de banda ancha. El emisor 101 puede estar configurado además para acoplar la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión secuencialmente una detrás de otra al vaso sanguíneo 103. Para ello, el emisor 101 puede presentar una o varias antenas de emisión, las cuales están configuradas, por ejemplo, como antenas dipolo.	
65		

El dispositivo de registro 100 comprende además un receptor 105, que está configurado para recibir una primera señal de recepción en la primera frecuencia y una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia. Para ello, el receptor 105 puede presentar una o más antenas de recepción.

5 El dispositivo de registro 100 tiene además un detector de pérdidas de 107 que está acoplado, por ejemplo, con el emisor 101 y el receptor 105, y se proporciona para determinar una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción y una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción.

10 El dispositivo de registro 100 presenta además un procesador 109, que está acoplado con el detector de pérdidas 107 y se proporciona para determinar una constante del tiempo de relajación τ del parámetro de hemograma dependiendo de la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida.

15 El procesador 109 determinará, por ejemplo, la constante del tiempo de relajación del parámetro de hemograma dependiendo de la primera frecuencia, cuando la primera magnitud de pérdida es mayor que la segunda magnitud de pérdida. Correspondientemente, el procesador 109 determinará la constante del tiempo de relajación (τ) del parámetro de hemograma dependiendo de la segunda frecuencia cuando la segunda magnitud de pérdida es mayor que la primera magnitud de pérdida.

20 El dispositivo de registro 100 representado en la Fig. 1 hace uso del conocimiento de que un vaso sanguíneo, tal como, por ejemplo, una vena, una capa de piel o un tejido adiposo que rodea a una vena, puede ser considerado una guía de onda dieléctrica. La estructura de un antebrazo humano se describe en Netter, F. N., Atlas der Anatomie, Thieme-Verlag, 2006. Según esto, un antebrazo humano consiste, en el corte transversal, en dos huesos, que están rodeados de un tejido muscular. Alrededor del tejido muscular hay distribuidas venas superficiales. Los
25 huesos, el tejido muscular, así como las venas están revestidos de un tejido adiposo, el cual está cubierto por capas superiores de la piel. Las venas superficiales están dispuestas relativamente cerca de las capas superiores de la piel, y separadas de las mismas por el tejido adiposo.

30 Si se colocan, por ejemplo, sobre la capa de piel superior el emisor 101 y el receptor 105 representados en la Fig. 1, entonces el emisor 101 puede utilizarse para acoplar una onda transversal eléctrica (TE) o transversal magnética (TM) en la guía de onda dieléctrica formada por una vena, un tejido adiposo así como por una capa de piel. En este caso, la capa de piel así como el tejido adiposo pueden entenderse como una guía de ondas pelicular.

35 Como ya se ha mencionado anteriormente, el detector de pérdidas 107 está adaptado para calcular una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción y para calcular una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción. Con la utilización de otros pares de señales de emisión y de señales de recepción, el detector de pérdidas 107 determinará correspondientemente otras magnitudes de pérdida.

40 El detector de pérdidas 107 está configurado particularmente para determinar las magnitudes de pérdida mediante una medición de red de dos puertos. El detector de pérdidas 107 comprende, por ejemplo, un analizador de red o un detector de potencia.

45 Además de ello, el detector de pérdidas 107 está adaptado para determinar respectivamente un coeficiente de transmisión hacia delante S_{21} y un coeficiente de reflexión de entrada S_{11} para la determinación de las magnitudes de pérdida.

En este caso, el detector de pérdidas calculará la respectiva magnitud de pérdida $P_{\text{pérdida}}$ mediante la siguiente fórmula:

$$50 \quad P_{\text{pérdida}} = 1 - |S_{11}|^2 - |S_{21}|^2.$$

El detector de pérdidas 107 está adaptado particularmente para calcular la constante dieléctrica compleja ϵ'' para la determinación de la respectiva magnitud de pérdida.

55 Para ello, la Fig. 2 muestra un diagrama para la ilustración de la constante dieléctrica real ϵ' y de la constante dieléctrica compleja ϵ'' dependiendo de la frecuencia f .

60 En este caso, la Fig. 2 ilustra que en el intervalo de frecuencias en el que la parte real ϵ' pasa del nivel superior al nivel inferior, aumentan las pérdidas representadas por la constante dieléctrica compleja ϵ'' . Este aumento de las pérdidas se denomina en la espectroscopía también líneas de absorción. El efecto que puede aprovecharse en este caso es que cambia la frecuencia a la que se produce el sobreaumento de las pérdidas –véase el máximo local de ϵ'' – con la concentración del contenido de azúcar.

65 Por ejemplo, el cuerpo humano consiste en un 80 % en agua. El agua posee líneas de absorción, por ejemplo, a 19 GHz y 50 GHz. Su desintonización puede determinarse y reflejarse en el contenido en azúcar. La desintonización de

la frecuencia de resonancia en ϵ'' –como lo ilustra la Fig. 2– puede detectarse más fácilmente que la variación de meseta de ϵ' . Particularmente, de manera ventajosa las variaciones en el acoplamiento no cambian la frecuencia del máximo de ϵ'' . De esta manera, una determinación de la concentración de azúcar a partir de la observación de ϵ'' es significativamente menos propensa a errores que la observación de ϵ' o de sus variaciones de nivel.

Dado que en el caso de una pluralidad de sustancias tales curvas como las de la Fig. 2 están superpuestas, puede llevarse a cabo más fácilmente una separación de las sustancias mediante una observación de la constante dieléctrica ϵ'' imaginaria, ya que puede asignarse a cada sustancia un máximo de absorción determinado. En el caso de la constante dieléctrica real ϵ' solo puede observarse, no obstante, la suma de todas las constantes dieléctricas reales ϵ' de todas las sustancias implicadas.

Como ya se ha indicado anteriormente, el procesador 109 está configurado para determinar la constante del tiempo de relajación τ del parámetro de hemograma dependiendo de la frecuencia con la magnitud de pérdida más grande o máxima. El procesador 109 está configurado además para calcular el parámetro de hemograma, tal como la concentración de glucosa en la sangre, dependiendo de las constantes del tiempo de relajación determinadas.

Para ello, la Fig. 3 muestra un diagrama que ilustra una relación entre las constantes del tiempo de relajación (τ) y la concentración de glucosa $C/\text{mol l}^{-1}$ en la sangre. En este caso, la zona a la que se hace referencia en la Fig. 3 con la referencia 301 muestra un intervalo de azúcar en sangre crítico.

Además de ello, el procesador 109 está configurado particularmente para calcular la constante del tiempo de

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

relajación (τ) basándose en la fórmula , donde f_A es la frecuencia a la que la magnitud de pérdida establecida es máxima.

Ventajosamente, el procesador 109 está configurado entonces para determinar la frecuencia a la que la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja ϵ'' es máxima, y la constante del tiempo de relajación (τ) ha de calcularse dependiendo de la frecuencia determinada. El procesador 109 utiliza entonces esta frecuencia determinada para la determinación del parámetro de hemograma, tal como la concentración de glucosa.

La Fig. 4 muestra un diagrama de bloques esquemático de un dispositivo de registro 400. El dispositivo de registro 400 tiene una pulsera 401, un conjunto de sensores 403 fijado a la pulsera 401, un microprocesador 405, un circuito de microondas 407 para generar las señales de emisión y un dispositivo de comunicación 409.

El conjunto de sensores 403 tiene, por ejemplo, un sensor de microondas, un sensor de temperatura y un sensor de humedad.

El microprocesador 405 está configurado, por ejemplo, como el procesador 109 de la Fig. 1.

El dispositivo de comunicación 409 está adaptado para proporcionar una conexión de comunicación para el dispositivo de registro 400 a otro dispositivo de comunicación 411. El dispositivo de comunicación 409 comprende, por ejemplo, una interfaz Bluetooth. El dispositivo de comunicación adicional 411 es, por ejemplo, un aparato de telefonía móvil, un teléfono inteligente o un equipo basado en GPS.

En la Fig. 5 está representado un diagrama de flujo esquemático de un ejemplo de realización de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de glucosa de la sangre en un vaso sanguíneo.

En el paso 501 se acoplan una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo.

En el paso 503 se reciben una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia.

En el paso 505 se establece una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción.

En el paso 507 se establece una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción.

En el paso 509 se determina una constante de tiempo de relajación del parámetro de hemograma dependiendo de la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida. Dependiendo de la constante del tiempo de relajación determinada, puede determinarse entonces, por ejemplo, la concentración de glucosa en la sangre.

La Fig. 6 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de realización de una pulsera 600 con un dispositivo de registro 601 y un dispositivo de ajuste 603. El dispositivo de registro 601 está instalado para registrar un parámetro de hemograma de la sangre en un vaso sanguíneo del brazo. Un ejemplo del parámetro de hemograma a registrar es la concentración de glucosa en la sangre.

El dispositivo de ajuste 603 está preparado para ajustar una presión de contacto predefinible de la pulsera 600 en el brazo. Mediante el ajuste de la presión de contacto predefinible de la pulsera 600, el dispositivo de ajuste 603 puede asegurar registros reproducibles del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro 601. Para ello, el dispositivo de ajuste 603 está preparado particularmente para ajustar la presión de contacto de la pulsera 600 a la presión de contacto predefinible durante el registro del parámetro de hemograma por el dispositivo de registro 601.

La pulsera 600 está configurada particularmente como una pulsera inflable 600. En este caso, el dispositivo de ajuste 603 tiene particularmente una bomba de aire, que está configurada para inflar la pulsera 600 para ajustar la presión de contacto predefinida.

El dispositivo de registro 601 comprende en detalle particularmente electrodos, que están adaptados para el acoplamiento de al menos una señal de alta frecuencia al vaso sanguíneo. La señal de alta frecuencia está configurada para proporcionar un parámetro para el registro del parámetro de hemograma. Un ejemplo de un parámetro de este tipo lo conforma la constante del tiempo de relajación τ del parámetro de hemograma. En este caso, el dispositivo de ajuste 603 está configurado particularmente para ajustar la presión de contacto de los electrodos en el brazo a la presión de contacto predefinida.

Además de ello, el dispositivo de ajuste 603 puede configurarse de tal manera que distribuya las fuerzas de presión de la pulsera 600 de manera uniforme sobre el brazo durante el registro del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro 601. Además de ello, el dispositivo de ajuste 603 está configurado preferiblemente de tal manera que garantiza una adaptación uniforme de la pulsera 600 durante el registro del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro 601.

La Fig. 7 muestra un diagrama de bloques de una sección de un ejemplo de realización de una pulsera 700. La pulsera 700 tiene un dispositivo de registro 701 y un dispositivo de ajuste 703. El dispositivo de registro 701 y el dispositivo de ajuste 703 están configurados al menos como el dispositivo de registro 601 y el dispositivo de ajuste 603 de la Fig. 6. Además de ello, el dispositivo de ajuste 703 de la Fig. 7 tiene un equipo de sensor 705 y un equipo de control 707. El equipo de sensor 705 está preparada para medir una presión de contacto actual de la pulsera 700 sobre el brazo. Dependiendo de la presión de contacto actual medida, el equipo de control 707 ajusta la presión de contacto predefinida sobre el brazo.

La Fig. 8 muestra un diagrama de bloques de una sección de otro ejemplo de realización de una pulsera 800. La pulsera 800 tiene un dispositivo de registro 801 y un dispositivo de ajuste 803. El dispositivo de ajuste 803 tiene un equipo de sensor 805, un equipo de control 807 y una bomba de aire 811. El equipo de sensor 805 mide una presión de contacto actual de la pulsera 800 en el brazo. El equipo de control 807 proporciona una señal de control dependiendo de la presión de contacto actual medida. Mediante la señal de control proporcionada se controla la bomba de aire 811 para inflar la pulsera 800.

En la Fig. 9 está representado un diagrama de bloques esquemático de una disposición 900 de los electrodos 903, 905 del dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo del brazo.

Sin una limitación de la generalidad, la disposición 900 solo muestra dos electrodos 903 y 905. La disposición 900 es particularmente parte del dispositivo de registro y está configurada, por ejemplo, como una placa con dimensiones a modo de ejemplo de 5 cm por 2 cm. Los electrodos 903, 905 tienen, por ejemplo, una superficie base de 5 mm por 5 mm. La distancia entre los electrodos 903, 905 es, por ejemplo, de 1 a 2 cm. De esta manera se logra por una parte una transmisión lo suficientemente fuerte y por otra parte se asegura una profundidad de penetración en el cuerpo lo suficientemente grande.

La Fig. 10 muestra un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para hacer funcionar una pulsera con un dispositivo de registro.

En el paso 1001 se equipa la pulsera con un dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo del brazo. El dispositivo de registro está configurado, por ejemplo, según uno de los ejemplos de realización de las figuras 6, 7 u 8.

En el paso 1003 se ajusta una presión de contacto predefinida de la pulsera sobre el brazo. De esta manera se asegura un registro reproducible del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro.

La Fig. 11 muestra un diagrama de bloques de un dispositivo de registro 1100 para registrar un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de azúcar en sangre. El dispositivo de registro 1100

comprende un emisor 1101, que está configurado para acoplar, al vaso sanguíneo 1103 representado esquemáticamente en la Fig. 11, 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 dar como resultado juntas, por ejemplo, una señal de banda ancha. El emisor 1101 puede estar configurado para emitir la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión, una detrás de otra, por ejemplo, mediante un barrido de frecuencia. Para ello, el emisor 1101 puede presentar una o varias antenas de emisión, que pueden estar configuradas, por ejemplo, como antenas dipolo o antenas de cuadro o antenas de parche.

El dispositivo de registro 1100 comprende además un receptor 1105, que está configurado para recibir una primera señal de recepción en la primera frecuencia y una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia. Para ello, el receptor 1105 puede presentar una o varias antenas de recepción.

El dispositivo de registro 1100 comprende además un detector de pérdidas 1107 que está acoplado, por ejemplo, con el emisor 1101 y el receptor 1105 y se proporciona para determinar una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción, así como una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción.

El dispositivo de registro comprende además un procesador 1109 que está acoplado con el detector de pérdidas 1107 y que se proporciona para determinar un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida en relación con una primera magnitud de pérdida de referencia y un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida en relación con una segunda magnitud de pérdida de referencia. El procesador 1109 puede estar configurado además para determinar el parámetro de hemograma basándose en los dos cambios de frecuencia.

El dispositivo de registro 1100 puede presentar además una memoria 1111, a la que pueden acceder, por ejemplo, el procesador 1109 y, opcionalmente, el detector de pérdidas 1107. En la memoria 1111 están almacenadas, por ejemplo, la primera y la segunda magnitud de pérdida de referencia o una pluralidad de magnitudes de pérdida de referencia. En el caso de las magnitudes de pérdida de referencia puede tratarse, por ejemplo, de absorciones o de líneas de absorción de una solución acuosa con un componente sanguíneo, por ejemplo, azúcar en sangre. Las magnitudes de pérdida registradas basándose en cambios de frecuencia pueden ser absorciones o líneas de absorción de frecuencia cambiada, de modo que basándose en los cambios de frecuencia puede establecerse el parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, una concentración de azúcar en sangre.

El dispositivo de registro 1100 representado en la Fig. 11 utiliza el conocimiento de que un vaso sanguíneo, una capa de piel así como un tejido adiposo que rodea al vaso sanguíneo de, por ejemplo, un antebrazo humano, puede considerarse un sistema de guía de onda dieléctrica. Si se colocan, por ejemplo, el emisor 1101 y el receptor 1105 representados en la Fig. 11 sobre la capa superior de la piel, entonces el emisor 1101 puede utilizarse para acoplar, por ejemplo, una onda transversal eléctrica (TE) o una onda transversal magnética (TM) al sistema de guía de onda dieléctrica formado por un vaso sanguíneo, un tejido adiposo así como por una capa de piel. En este caso, la capa de piel así como el tejido adiposo pueden entenderse como una guía de ondas pelicular. Si se utiliza ahora, por ejemplo, un cabezal de medición de microondas, tal como puede ser utilizado para la determinación de una constante dieléctrica compleja de materiales, entonces puede caracterizarse de esta manera la mezcla de sustancias consistente en piel, tejido adiposo y venas.

Para registrar un parámetro de hemograma, es ventajoso registrar esencialmente solo la sangre venosa. Para ello, el emisor 1101 puede estar configurado para acoplar la señal de emisión en forma de una onda electromagnética directamente al vaso sanguíneo. El emisor 1101 así como el receptor 1105 pueden presentar respectivamente una pluralidad de antenas, de manera que para el acoplamiento de la onda electromagnética al vaso sanguíneo y para el desacoplamiento de una onda electromagnética desde el vaso sanguíneo puede elegirse respectivamente aquella antena de emisión y aquella antena de recepción que vayan unidas con las menores pérdidas de acoplamiento.

En las Fig. 12A a 12C hay un modelo simplificado de un corte transversal de un antebrazo humano, por ejemplo, de una muñeca, como puede utilizarse, por ejemplo, para simulaciones de campo o para el modelado de un sistema de guía de onda dieléctrica. Como se representa en la Fig. 12A, el modelo comprende una capa de piel 1201, un vaso sanguíneo 1203 así como un tejido adiposo 1205 que rodea al vaso sanguíneo 1203. El modelo representado en la Fig. 12A forma un sistema de guía de ondas dieléctrica que comprende la guía de onda dieléctrica representada en la Fig. 12B así como la guía de onda pelicular eléctrica representada en la Fig. 12C.

La guía de onda dieléctrica representada en la Fig. 12B comprende el vaso sanguíneo 1203 así como el tejido adiposo 1205 que lo rodea. La guía de onda pelicular dieléctrica de la Fig. 12C comprende por su parte la capa de piel 1201 así como el tejido adiposo 1205. Puede fijarse respectivamente para la capa de la piel 1201, el tejido adiposo 1205 así como el vaso sanguíneo 1203 un comportamiento dispersivo diferente, es decir, dependiente de la frecuencia, de la respectiva constante dieléctrica compleja. El vaso sanguíneo 1203 que se encuentra arriba se interpreta en este caso como una guía de ondas dieléctrica, en la que dependiendo de la frecuencia pueden ser capaces de propagarse diferentes modos o tipos de ondas, por ejemplo, una onda TE, una onda TM, una onda TEM o una onda HE. Al mecanismo de guía de ondas en la guía de ondas dieléctrica se suma otro mecanismo de guía de

ondas en forma de la guía de ondas pelicular representada en la Fig. 12C, que se forma por la capa superior de piel 1201.

Una antena de emisión del emisor 1101 así como una antena de recepción del receptor 1105 pueden estar configuradas preferiblemente de tal manera que acoplan decididamente la potencia de las microondas en el vaso sanguíneo 1203, y la desacoplan, por ejemplo, de nuevo unos centímetros más allá. El vaso sanguíneo 1203 se utiliza en este caso como un recorrido de medición y ha de verse, por lo tanto, como un elemento distribuido y ya no como un elemento concentrado. Preferiblemente, la medición de las magnitudes de pérdida se lleva a cabo basándose en una medición de red de dos puertos. De esta manera pueden excitarse particularmente en un acoplamiento del dispositivo de registro a una muñeca modos primarios en la guía de ondas dieléctrica según la Fig. 12B, de manera que se evita una excitación de modos de guía de ondas pelicular en la guía de ondas pelicular según la Fig. 12C, de manera que el registro del parámetro de hemograma puede llevarse a cabo con mayor precisión.

Para excitar modos primarios en el sistema de guía de ondas dieléctrica puede tenerse en cuenta que, dependiendo de la frecuencia elegida de una señal de emisión, pueden ser dominantes diferentes modos. Preferentemente, los tipos de modos que presentan una concentración de los campos en la vena 1203 se han de anteponer a aquellos modos en los que los campos están concentrados en la capa de piel 1201. Debido a las propiedades dieléctricas de la guía de ondas dieléctrica representada en la Fig. 12B, se muestra que para ciertos tipos de modos, los componentes longitudinales $E_{\text{longitudinal}}$, $H_{\text{longitudinal}}$ en dirección de propagación, es decir, en la dirección de un recorrido de una vena, son más fuertes que los componentes transversales $E_{\text{transversal}}$, $H_{\text{transversal}}$, es decir, transversales al recorrido de la vena. Preferiblemente se excitan por lo tanto en el intervalo de frecuencias a ser registrado aquellos modos que posibilitan un acoplamiento máximo de la potencia de las microondas en el vaso sanguíneo 1203.

En las figuras 13A a 13D están representadas a modo de ejemplo algunas antenas que se pueden utilizar como antenas de emisión, es decir, como estimuladores, o también como antenas receptoras.

La antena 1301 representada en la Fig. 13A está configurada como un dipolo eléctrico con una primera sección de antena 1303 y una segunda sección de antena 1305. Las secciones de antena 1303 y 1305 están separadas entre sí y dispuestas, por ejemplo, transversalmente con respecto a un recorrido de un vaso sanguíneo 1307. Una excitación de la antena 1301 puede producirse mediante líneas de entrada 1308. Un dipolo eléctrico dispuesto de esta manera puede producir, por ejemplo, un campo eléctrico $E_{\text{tangencial}}$ que está orientado transversalmente al recorrido del vaso sanguíneo o a la dirección de flujo de la sangre.

En la Fig. 13B está representada una antena 1309, que puede ser una antena de cuadro. La antena de cuadro puede presentar, por ejemplo, una forma rectangular o una forma redonda. En la disposición representada en la Fig. 13B de la antena de cuadro 1309 en relación con el vaso sanguíneo 1307 se excita, por ejemplo, un campo magnético $H_{\text{tangencial}}$ que está orientado transversalmente al recorrido del vaso sanguíneo 1307 o transversalmente a la dirección del flujo de la sangre. Una excitación de la antena 1309 puede producirse por líneas de entrada 1310.

En la Fig. 13C está representada una antena 1311 que forma un dipolo eléctrico con una primera sección de antena 1313 y una segunda sección de antena 1315. Las secciones de antena 1313 y 1315 están separadas la una de la otra y se excitan mediante líneas de entrada 1317 representadas en la Fig. 13C. El dipolo eléctrico formado por la antena 1311 está dispuesto ahora de tal manera con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 1307, que las secciones 1313 y 1315 están dispuestas paralelas al recorrido del vaso sanguíneo 1307. De esta manera se excita, con el componente de campo $E_{\text{longitudinal}}$, un campo eléctrico orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo.

La Fig. 13D muestra una antena de cuadro 1319, la cual puede estar formada, por ejemplo, en forma de un cuadro rectangular o redondo, que forma una antena de bucle, por ejemplo, como una antena de parche. La antena de cuadro 1319 se excita mediante líneas de entrada 1320 y está dispuesta de tal forma, como se representa en la Fig. 13D, con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 1307 o con respecto a la dirección de flujo de la sangre, que el campo magnético presenta un componente $H_{\text{longitudinal}}$ orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1307.

El intervalo de frecuencias a medir respectivamente se basa, por ejemplo, en qué líneas espectrales, es decir, qué líneas de absorción, han de registrarse. Pueden observarse, por ejemplo, las líneas de absorción características de una sustancia, o también un efecto que presenta un determinado componente sanguíneo sobre las líneas de absorción de agua o de una solución acuosa con una concentración del componente sanguíneo.

En el caso de las antenas representadas en las figuras 13A a 13D se trata o bien de dipolos eléctricos o de antenas de cuadro magnéticas. Además de ello, también pueden utilizarse antenas de parche. Los dipolos eléctricos generan predominantemente un campo eléctrico en el eje del dipolo eléctrico. Este eje puede estar orientado bien, como se representa en la Fig. 13A, tangencialmente con respecto al vaso sanguíneo 1307 o a la dirección de flujo de la sangre, o bien, como se representa en la Fig. 13C, en dirección del vaso sanguíneo 1307 o en dirección del flujo de la sangre. Si principalmente ha de generarse un campo magnético, entonces puede utilizarse como estimulador una antena de cuadro. Si hay orientado un vector de superficie en la superficie abarcada por el marco que forma la

antena de cuadro transversalmente con respecto al vaso sanguíneo 1307 o transversalmente con respecto a la dirección de flujo de la sangre, entonces el campo magnético también está orientado transversalmente con respecto al vaso sanguíneo 307, como se representa en la Fig. 13B. Si el vector de superficie está orientado por el contrario en dirección del vaso sanguíneo 1307, entonces el campo magnético también está orientado en dirección del vaso sanguíneo 1307, como se representa, por ejemplo, en la Fig. 13B. De la selección de uno de los estimuladores representados en las figuras 13A a 13D resulta entonces, por ejemplo, el modo o tipo de onda excitado predominantemente.

La Fig. 14A muestra una antena dipolo eléctrica 1401 que se puede utilizar como una antena de emisión o como una antena de recepción. La antena dipolo eléctrica 1401 comprende secciones de antena dipolo 1403 y 1405, que están dispuestas en un sustrato 1408 y que pueden excitarse mediante líneas de entrada 1407. La antena dipolo 1401 puede utilizarse como antena de emisión o como antena de recepción.

La Fig. 14B muestra una disposición de estimulación de una antena de emisión 1409 de un emisor y una antena de recepción 1411 de un receptor en dirección de un recorrido de un vaso sanguíneo 1413 por debajo de una capa de piel 1415. La antena de emisión 1409 y la antena de recepción 1411 son, por ejemplo, antenas dipolo eléctricas según la Fig. 14A. En la disposición representada en la Fig. 14B se genera un campo eléctrico con un componente de campo en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1413 o en dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 15A muestra una disposición de estimulación que comprende una antena de emisión 1501 de un emisor y una antena de recepción 1503 de un receptor transversalmente a la dirección de propagación de un vaso sanguíneo 1505, es decir, transversalmente a la dirección del flujo de la sangre, que se encuentra debajo de una capa de piel 1507. La antena de emisión 1501 y la antena de recepción 1503 pueden estar formadas, respectivamente, por ejemplo por la antena dipolo eléctrica representada en la Fig. 14A. En la Fig. 15B está representada más detalladamente la disposición de las secciones de antena dipolo 1403 y 1405 en lo que se refiere a la dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 16A muestra una antena de bucle 1601 con un marco circular 1603 y líneas de entrada 1605 para excitar el marco circular 1603. La antena de bucle 1601 puede utilizarse, por ejemplo, como una antena de emisión o como antena de recepción. El marco circular 1603 así como las líneas de entrada 1605 pueden disponerse en un sustrato.

La Fig. 16B muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 1607 de un emisor y una antena de recepción 1609 de un receptor, que pueden estar formadas como antenas de bucle según la Fig. 16A. Las antenas de bucle 1607, 1609 están dispuestas, por ejemplo, de tal manera que los marcos circulares 1603 están dispuestos por encima de un vaso sanguíneo 1611, donde las líneas de entrada 1605 están orientadas transversalmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 1611, es decir, transversalmente con respecto a la dirección del flujo de la sangre. De esta manera se genera un campo magnético H en el lado del emisor con un componente del campo magnético orientado transversalmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 1611.

La Fig. 17 muestra una disposición de estimulación de una antena de emisión 1701 de un emisor y una antena de recepción 1703 de un receptor, con respecto a un vaso sanguíneo 1705. La antena de emisión 1701 y la antena de recepción 1703 pueden ser, por ejemplo, antenas de bucle con la forma representada en la Fig. 16A. Están dispuestas, por ejemplo, de tal manera que los marcos circulares 1603 están dispuestos respectivamente por encima del vaso sanguíneo 1705 y las líneas de entrada 1605 transcurren alejadas entre sí paralelas al recorrido del vaso sanguíneo 1705. De esta manera se genera un componente de campo H orientado perpendicularmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 1705, que está orientado en la dirección de una normal de la superficie abarcada por el marco circular 1603.

La Fig. 18 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 1801 de un emisor, que presenta por ejemplo la forma de una antena de bucle representada en la Fig. 16A. La antena de emisión 1801 está dispuesta, por ejemplo, con respecto a un vaso sanguíneo 1803 de tal forma que una normal de la superficie abarcada por el marco 1603 está orientada en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1803. Una disposición de este tipo puede realizarse, por ejemplo, en un doblez del vaso sanguíneo 1803. De esta manera se genera un componente de campo magnético H en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1803.

La Fig. 19 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 1601 que es, por ejemplo, una antena de bucle con la forma representada en la Fig. 16A y que puede estar dispuesta en un sustrato 1901, por ejemplo, un sustrato de plástico. La antena de emisión 1601 está dispuesta por encima de un vaso sanguíneo 1903 de tal manera que una normal de la superficie abarcada por el marco circular 1603 está orientada en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1903. De esta manera se genera un campo magnético con un componente de campo H orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1903 o en dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 20 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 2001 que puede ser una antena de parche con una superficie de antena de parche 2003 y líneas de entrada 2005. La superficie de antena de parche 2003 está dispuesta, por ejemplo, por encima de un vaso sanguíneo 2007, por lo que se genera un campo eléctrico

con un componente de campo eléctrico E orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 2007, es decir, en dirección del flujo de la sangre.

Según una forma de realización, el detector de pérdidas 1107 está configurado para llevar a cabo, por ejemplo, una medición escalar o vectorial o una medición de la potencia. Para la determinación de las magnitudes de pérdida puede llevarse a cabo una medición espectroscópica sencilla, en la que se registra el valor del parámetro de medición S21.

La medición de $|S_{21}|$ puede llevarse a cabo, por ejemplo, mediante el dispositivo de registro representado en la Fig. 21. El dispositivo de registro comprende un emisor con un generador de señal de emisión 2101, que puede ser un oscilador sintonizable. Una salida del generador de señal de emisión 2101 está unido con una antena de emisión 2103. El dispositivo de registro comprende además un receptor con una antena de recepción 2105, cuya salida está unida con un detector de pérdidas 2107. El detector de pérdidas puede comprender, por ejemplo, un detector de potencia. Como está representado en la Fig. 21, la antena de emisión 2103 y la antena de recepción 2105 están dispuestas por encima de un vaso sanguíneo 2109. El emisor puede corresponderse con el emisor 1101, el receptor con el receptor 1105 y el detector de pérdidas 2107 con el detector de pérdidas 1107.

Mediante una medición adicional de un valor del parámetro de medición de S11 puede aumentarse, no obstante, la exactitud en la determinación de las magnitudes de pérdida, es decir, de las pérdidas en la guía de ondas, adicionalmente. Las magnitudes de pérdida se pueden determinar, por ejemplo, basándose en la siguiente fórmula:

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

donde $P_{\text{pérdida}}$ indica la respectiva magnitud de pérdida y donde S_{11} indica el coeficiente de reflexión de entrada y S_{21} , el coeficiente de transmisión hacia delante.

Para registrar el parámetro de hemograma, por ejemplo, una concentración de azúcar en la sangre, pueden examinarse, por ejemplo, cambios de frecuencia de líneas de absorción de una solución acuosa con azúcar. La Fig. 22 muestra, por ejemplo, un cambio de frecuencia de un máximo de absorción 2201 en una primera concentración de azúcar en sangre en comparación con un cambio de frecuencia de un máximo de absorción 2203 en una segunda concentración de azúcar en sangre, que es más alta que la primera concentración de azúcar en sangre. En este caso se registró como magnitud de pérdida, por ejemplo, una transmisión alrededor de 6 GHz.

El cambio de frecuencia del máximo de absorción puede tomarse como una medida de un parámetro de hemograma, por ejemplo, de una glucemia. Mediante una observación de cambios de frecuencia en varias absorciones de una solución acuosa con azúcar, puede aumentarse aún más la fiabilidad de la medición.

La Fig. 23 muestra a modo de ejemplo un comportamiento de transmisión de banda ancha de sangre venosa en una muñeca. En este caso, los recorridos 2301 y 2303 aclaran diferentes posiciones de frecuencias de líneas de absorción con diferentes concentraciones de azúcar en sangre. Para el registro del parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, la concentración del azúcar en sangre, pueden registrarse, por ejemplo, específicamente cambios de frecuencia de las absorciones A, B, C, D, E, F y G. De esta manera puede observarse, por ejemplo, para cada frecuencia de un máximo de absorción y/o de un mínimo de absorción, un cambio en dirección hacia frecuencias más altas o más bajas, según la glucemia, por ejemplo, en un intervalo de frecuencias entre 2 GHz y 12 GHz.

La Fig. 24 muestra a modo de ejemplo los cambios de frecuencia de las absorciones A, B, C, D, E, F y G representadas en la Fig. 23 para un vaso sanguíneo con un diámetro de 6 mm y para un vaso sanguíneo con un diámetro de 3,4 mm. Se puede observar que las absorciones para una variación del nivel de azúcar pueden presentar cambios de frecuencia tanto en una dirección positiva como en una negativa. El registro de varias absorciones o de líneas de absorción posibilita, por lo tanto, un registro más preciso de un parámetro de hemograma, por ejemplo, de la glucemia.

La Fig. 25 muestra un diagrama de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo. El procedimiento comprende el acoplamiento 2501 de una primera señal de emisión con una primera frecuencia al vaso sanguíneo, el acoplamiento 2503 de una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo, la recepción 2505 de una primera señal de recepción en la primera frecuencia, la recepción 2507 de una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia, el cálculo 2509 de una primera magnitud de pérdida basándose en una primera señal de emisión y la primera señal de recepción en la primera frecuencia, el cálculo 2511 de una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción en la segunda frecuencia, la determinación 2513 de un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida con respecto a una primera magnitud de pérdida de referencia, la determinación 2515 de un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida con respecto a una segunda magnitud de pérdida de referencia y la determinación 2517 del parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia.

El procedimiento representado en la Fig. 25 puede llevarse a cabo, por ejemplo, por el dispositivo de registro representado en la Fig. 11.

La Fig. 26 muestra un dispositivo de registro con un emisor 2601 que presenta, por ejemplo, un oscilador sintonizable 2602, así como una pluralidad de antenas de emisión 2603. El dispositivo de registro comprende además un detector de pérdidas 2605 que puede presentar, por ejemplo, un detector de potencia. Se proporciona además un receptor 2606 con una pluralidad de antenas de recepción 2607.

Una salida del oscilador sintonizable 2602 puede unirse de manera conmutable, por ejemplo, mediante una matriz de conmutación 2609 con cada entrada de la antena, por ejemplo, secuencialmente o en cualquier orden. En analogía a esto, cada salida de una antena de recepción de la pluralidad de antenas de recepción 2607 puede unirse a través de una matriz de conmutación 2611 con el detector de pérdidas 2605.

Mediante la matriz de conmutación 2611 así como la matriz de conmutación 2609 puede escogerse, por ejemplo, aquel par que comprenda una antena de emisión y una antena de recepción que posibilite el mejor acoplamiento de una señal de microondas en un vaso sanguíneo 2613 representado esquemáticamente en la Fig. 26. Mediante las matrices de conmutación 2609 y 2611 se eligen los pares de antenas secuencialmente, comenzando, por ejemplo, con una primera antena de emisión 2615, mediante la cual se emite una señal de emisión. Las matrices de conmutación 2609, 2611 pueden presentar conmutadores, por ejemplo, transistores.

En el lado de la recepción se escogen mediante la matriz de conmutación 2611 las antenas de recepción secuencialmente, empezando, por ejemplo, con la antena de recepción 2617 para la recepción de una correspondiente señal de recepción, donde basándose en la señal de emisión y la señal de recepción se registra una magnitud de pérdida. En el siguiente paso se escoge, por ejemplo, la antena de recepción 2619, donde nuevamente se registra basándose en la señal de emisión y una señal de recepción recibida mediante la antena de recepción 2619, una magnitud de pérdida mediante el detector de pérdidas. Después de ello se escoge, por ejemplo, la antena de recepción 2621, donde basándose en la señal de emisión y una señal de recepción se registra otra magnitud de pérdida. En el siguiente paso se escoge la antena de recepción 2623 y se determina otra magnitud de pérdida basándose en la señal de emisión así como en una señal de recepción recibida por la antena de recepción 2623. En el siguiente paso, la matriz de conmutación 2609 puede escoger, por ejemplo, otra antena de emisión, donde los pasos nombrados se pueden repetir. Mediante una comparación de las magnitudes de pérdida establecidas se elige, por ejemplo, la magnitud de pérdida más pequeña. En el ejemplo representado en la Fig. 26 puede esperarse, por ejemplo, que la configuración de registro con la antena de emisión 2615 y la antena de recepción 2621 adolezca de las pérdidas de acoplamiento más bajas, debido a que las antenas 2615, 2621 se encuentran inmediatamente por encima del vaso sanguíneo y posibilitan de esta manera un acoplamiento óptimo de una señal en el vaso sanguíneo 2613. La configuración de registro elegida puede utilizarse, por ejemplo, para el registro de un parámetro de hemograma. Los pasos de selección descritos anteriormente se pueden realizar en cualquier orden. De esta manera pueden probarse, por ejemplo, todas o algunas de las antenas de recepción 2607 para la antena de emisión 2615.

Las antenas de emisión 2603 o las antenas de recepción 2607 pueden diferenciarse con respecto a su ubicación y/o con respecto a su componente de campo, que ha de ser excitado predominantemente. Mediante las matrices de conmutación 2609 y 2611 se garantiza en este caso que puede escogerse para la frecuencia elegida respectivamente el tipo de estimulación óptima, por ejemplo, antena de bucle, antena dipolo eléctrica, antena de parche o lugar de estimulación.

El dispositivo de registro representado en la Fig. 26 puede estar integrado, por ejemplo, en una pulsera inflable. Entre los registros de las magnitudes de pérdida, que pueden efectuarse, por ejemplo, por mediciones de los parámetros de control, puede descargarse aire de la pulsera, de manera que se airea la piel y no se forma sudor. Un intervalo de tiempo entre las mediciones puede llevarse a cabo en este caso de manera variable. Las mediciones pueden realizarse, por ejemplo, a intervalos de 10 minutos. Dependiendo de la necesidad pueden llevarse a cabo sin embargo mediciones más frecuentes, donde la frecuencia de las mediciones puede estar determinada, por ejemplo, por los momentos de la ingestión de las comidas.

Dado que particularmente en las pausas entre las mediciones, pueden desplazarse las antenas de emisión o de recepción que se encuentran sobre la piel, las cuales pueden estar formadas respectivamente por una placa de electrodo, puede garantizarse mediante la elección de varios estimuladores representada en la Fig. 26, que se elija un estimulador que se encuentre sobre el vaso sanguíneo 2613. Mediante la respectiva matriz de conmutación 2609 y 2611 puede seleccionarse de esta manera aquel estimulador que posibilite un máximo de un acoplamiento de energía de microondas en el vaso sanguíneo 2613.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de registro (100) para registrar un parámetro de hemograma de un componente sanguíneo de la sangre en un vaso sanguíneo (103) con:

un emisor (101) que está configurado para acoplar al vaso sanguíneo una primera señal de emisión con una primera frecuencia y una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia;
un receptor (105) que está configurado para recibir una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia;
un detector de pérdidas (107) que está configurado para:

calcular una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción y
calcular una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción
y
caracterizado por que el dispositivo de registro (100) contiene además:
un procesador (109) que está configurado para determinar una constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo basándose en la siguiente fórmula:

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

donde f_A indica la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida.

2. Dispositivo de registro según la reivindicación 1, donde el procesador (109) está configurado para calcular al menos un parámetro de hemograma dependiendo de las constantes del tiempo de relajación (τ) determinadas.

3. Dispositivo de registro según la reivindicación 1 o 2, donde el procesador (109) está configurado para calcular al menos un parámetro de hemograma dependiendo de las constantes del tiempo de relajación (τ) determinadas mediante una relación predefinida entre la concentración del parámetro de hemograma y las constantes del tiempo de relajación (τ).

4. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el al menos un parámetro de hemograma comprende una concentración de glucosa en la sangre, una concentración de lactato en la sangre o una concentración de oxígeno en la sangre.

5. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el detector de pérdidas (107) está configurado para determinar la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida mediante una medición de red de dos puertos.

6. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el detector de pérdidas (107) comprende un analizador de red o un detector de potencia.

7. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el detector de pérdidas (107) está configurado para determinar, respectivamente, un coeficiente de transmisión hacia delante S_{21} y/o un coeficiente de reflexión de entrada S_{11} para la determinación de la primera magnitud de pérdida y de la segunda magnitud de pérdida.

8. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el detector de pérdidas (107) está configurado para determinar la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida, respectivamente, basándose en la siguiente fórmula:

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

donde $P_{\text{pérdida}}$ indica la respectiva magnitud de pérdida y donde S_{11} indica el coeficiente de reflexión de entrada y S_{21} , el coeficiente de transmisión hacia delante.

9. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el detector de pérdidas (107) está configurado para calcular la constante dieléctrica compleja (ϵ'') a la correspondiente frecuencia para la determinación de la respectiva magnitud de pérdida.

10. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el procesador (109) está configurado para determinar la frecuencia a la que la parte imaginaria de la constante dieléctrica compleja (ϵ'') es máxima y para calcular la constante del tiempo de relajación (τ) dependiendo de la frecuencia determinada.

11. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el emisor (101) para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión comprende al menos una antena de emisión, particularmente una antena dipolo o una antena de cuadro, y donde el receptor (105) para recibir la primera señal de recepción y la segunda señal de recepción comprende al menos una antena de recepción, particularmente una antena dipolo, una antena de cuadro o una antena de parche, que está separada de la antena de emisión.

12. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el emisor (101) está configurado para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión como una onda transversal eléctrica (TE) o como una onda transversal magnética (TM) al vaso sanguíneo (103), particularmente longitudinal o transversalmente con respecto a una dirección de flujo de la sangre.

13. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el emisor (101) está configurado para acoplar la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión sucesivamente, en particular mediante un oscilador sintonizable, o simultáneamente, en particular mediante la señal de banda ancha que comprende la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión, al vaso sanguíneo (103).

14. Procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de un componente sanguíneo de la sangre en un vaso sanguíneo, con:

acoplamiento (501) de una primera señal de emisión con una primera frecuencia y de una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo;
recepción (503) de una primera señal de recepción a la primera frecuencia y de una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia;
cálculo (505) de una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción;
cálculo (507) de una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción y
determinación (509) de una constante del tiempo de relajación (τ) del componente sanguíneo basándose en la siguiente fórmula:

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

donde f_A indica la frecuencia con la mayor magnitud de pérdida.

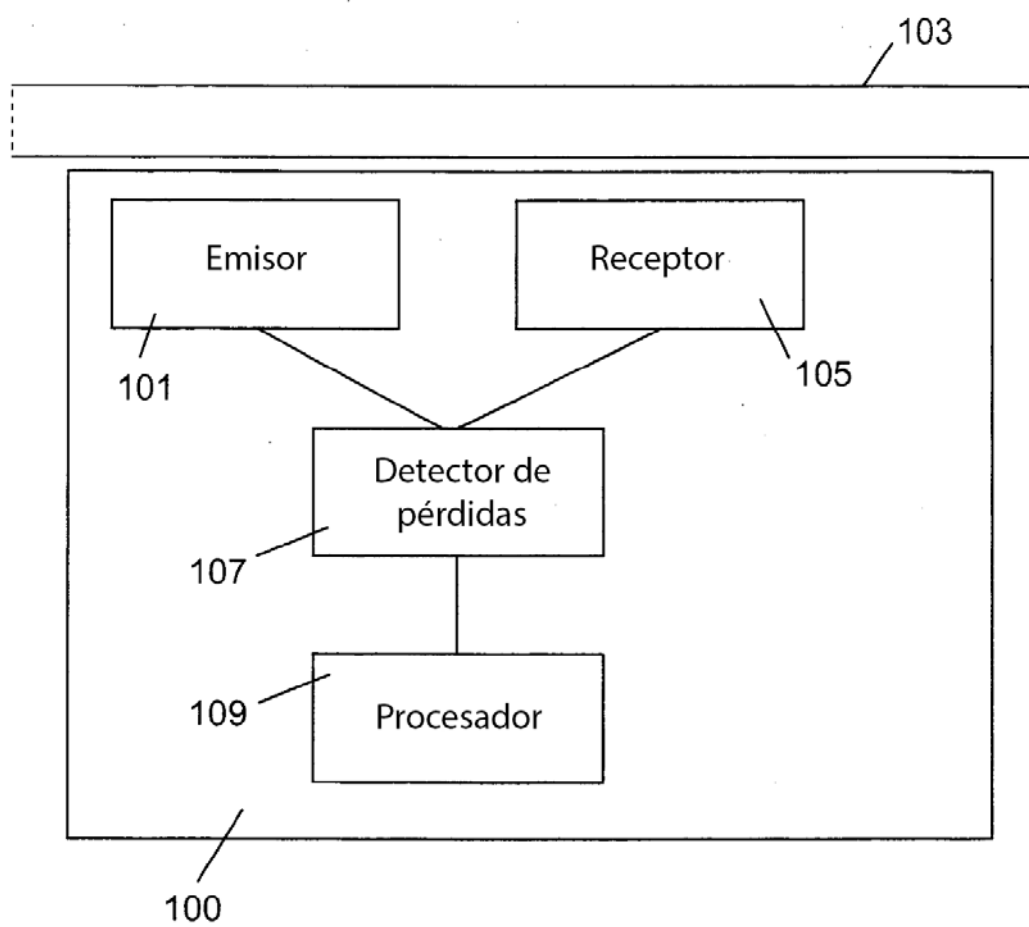


Fig. 1

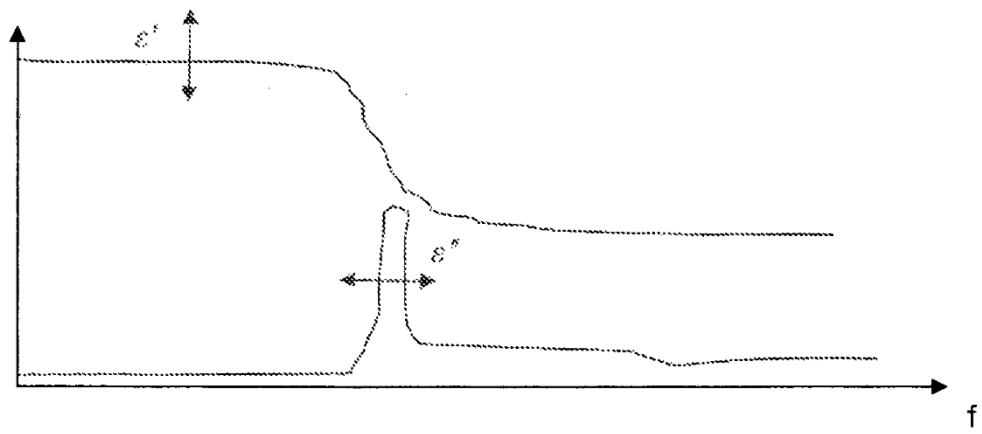


Fig. 2

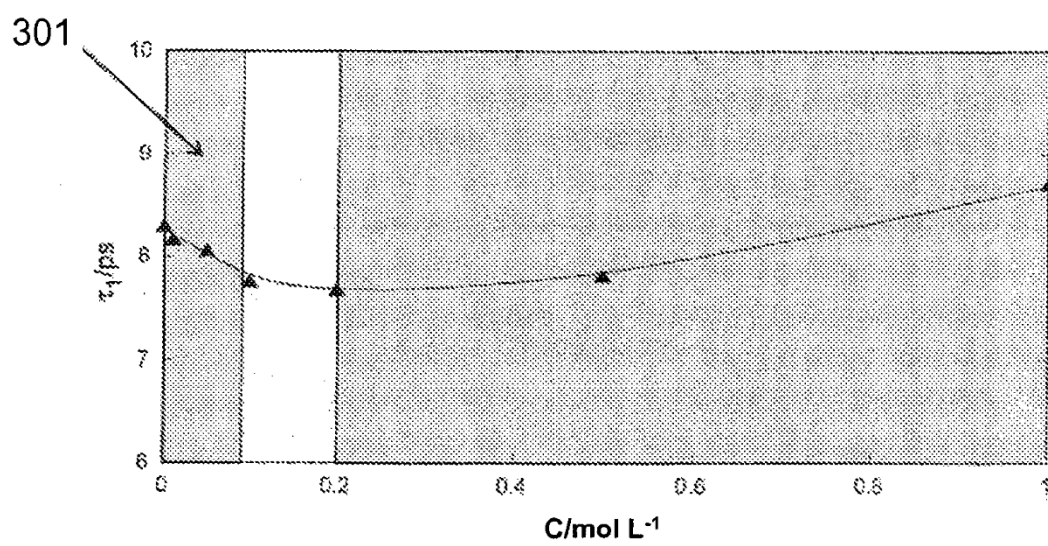


Fig. 3

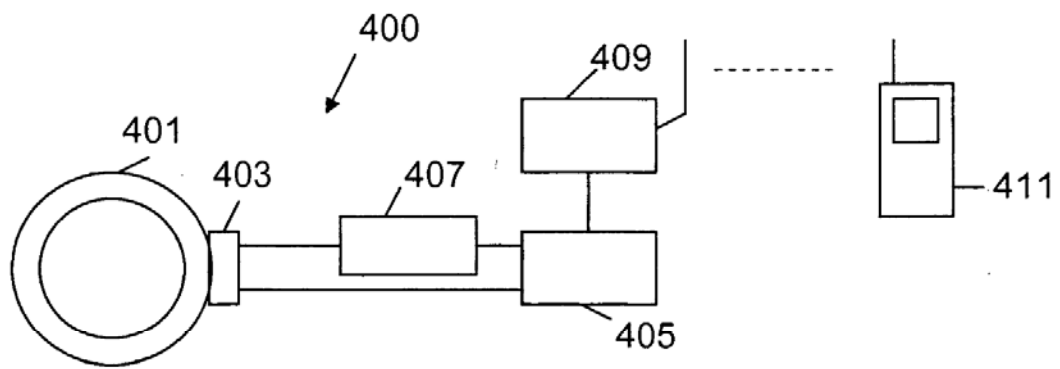


Fig. 4

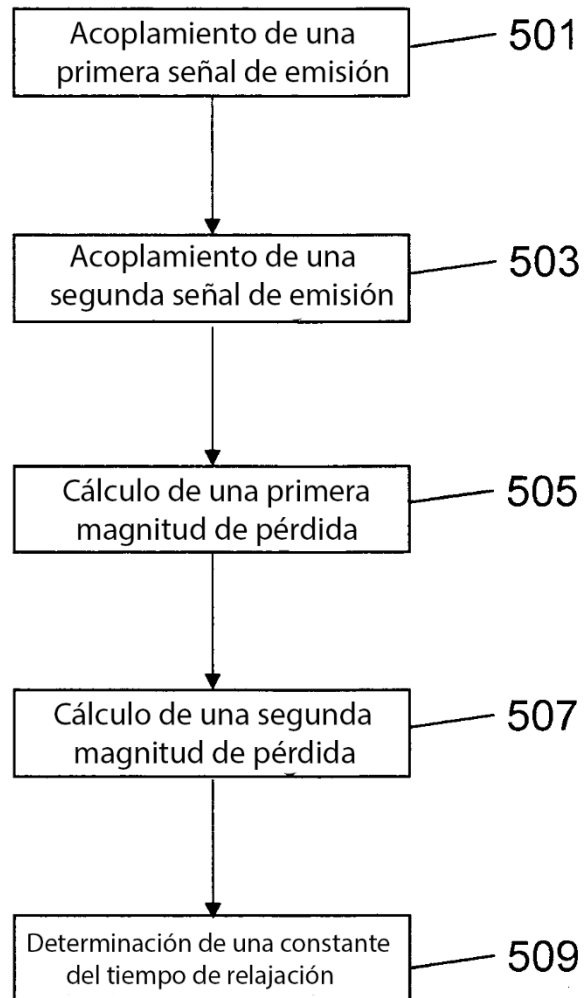


Fig. 5

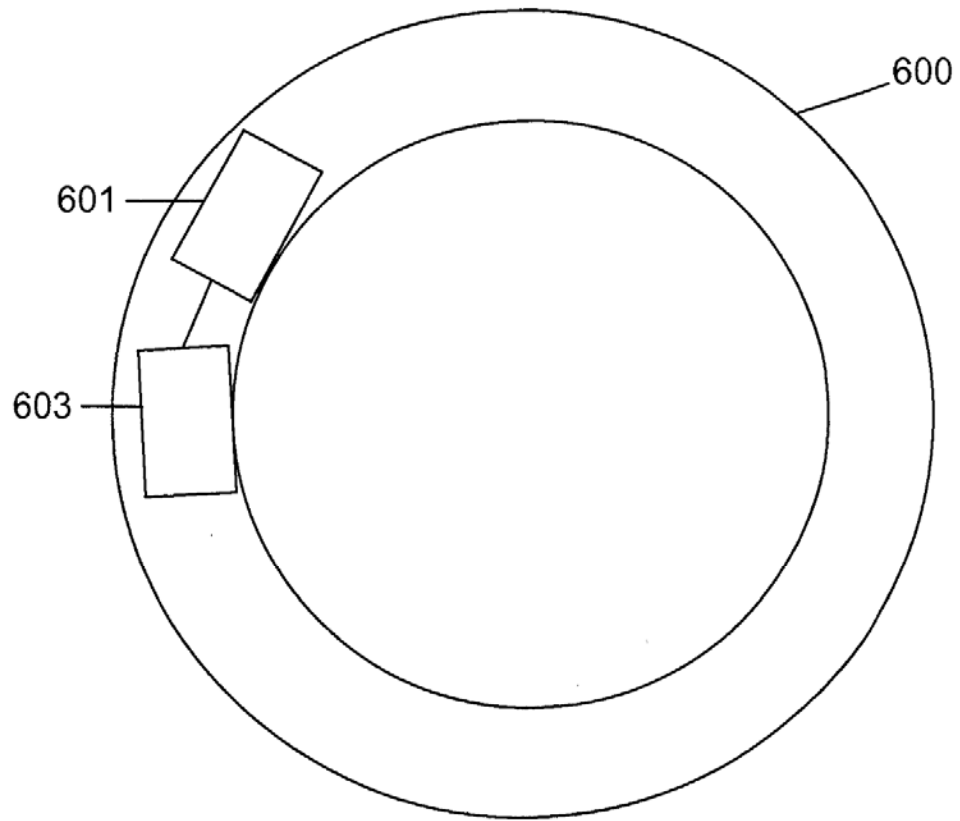


Fig. 6

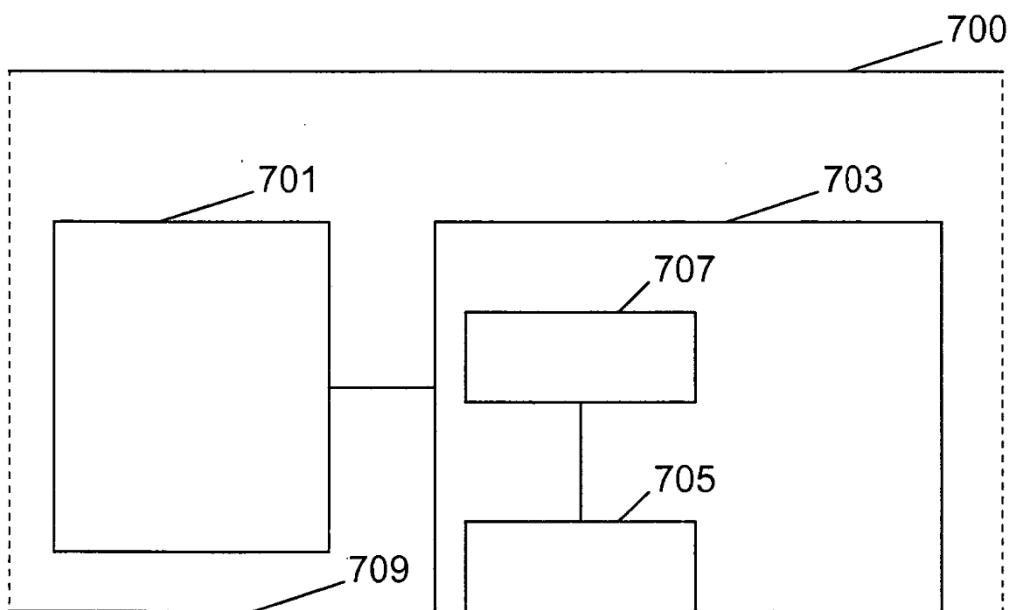


Fig. 7

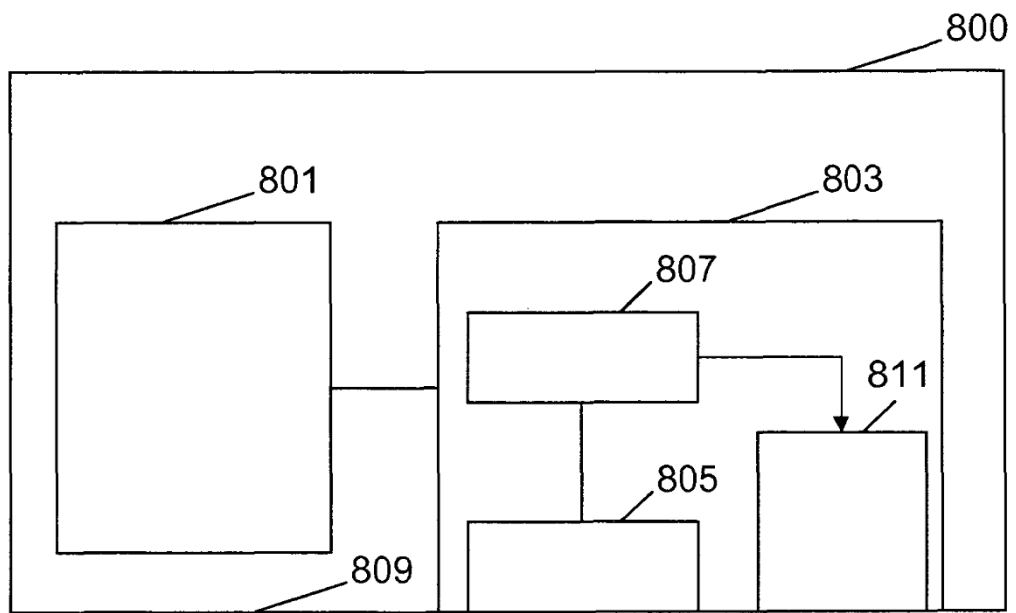


Fig. 8

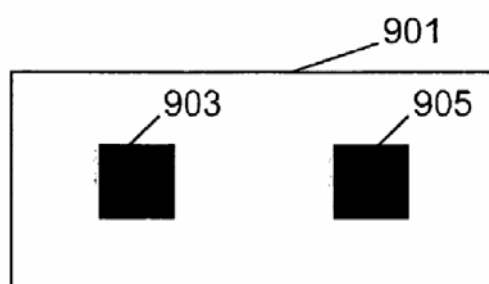


Fig. 9

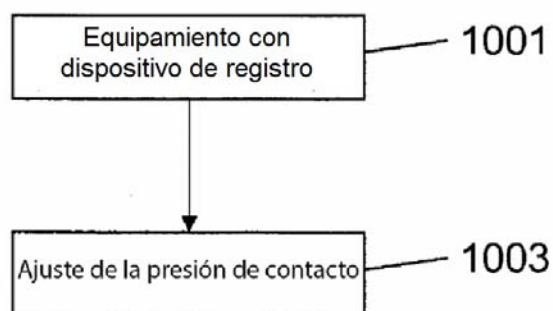


Fig. 10

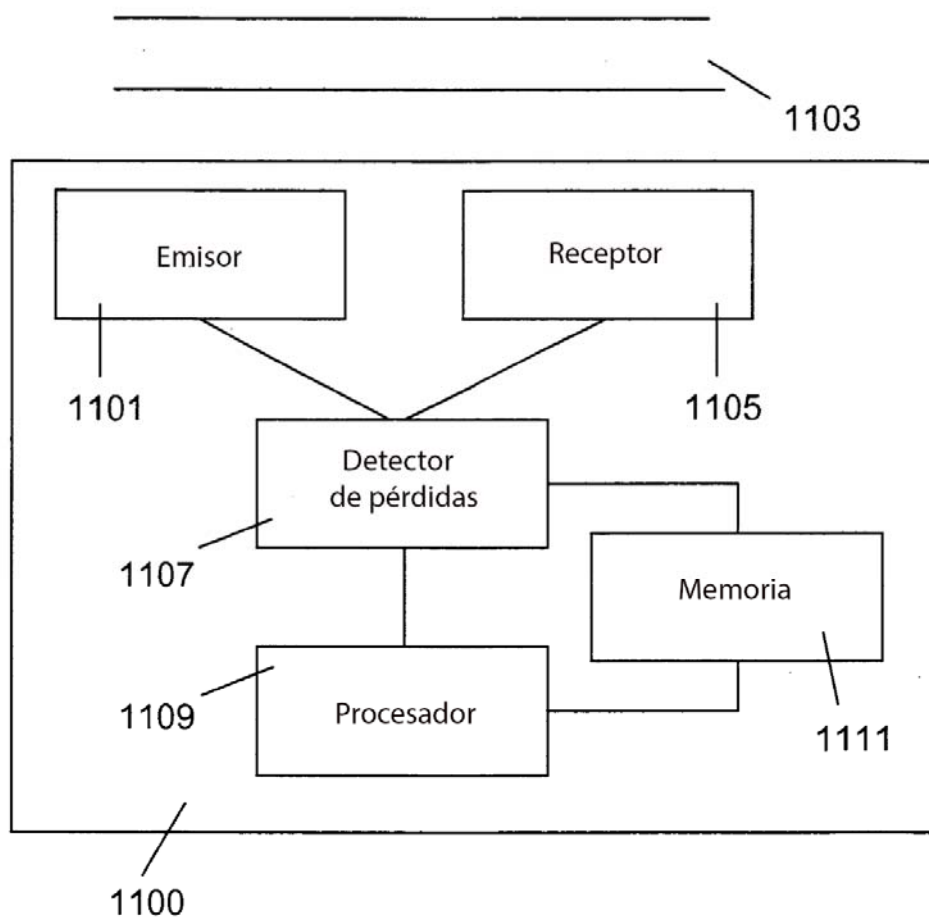


Fig. 11

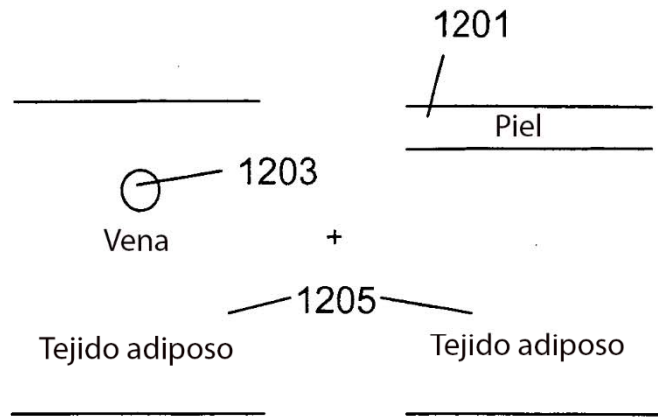
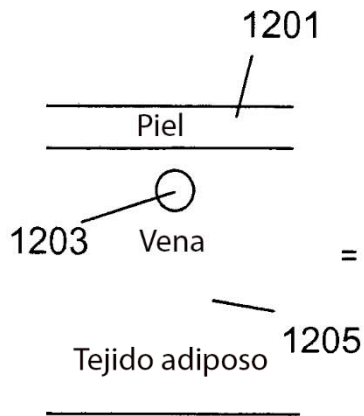


Fig. 12C

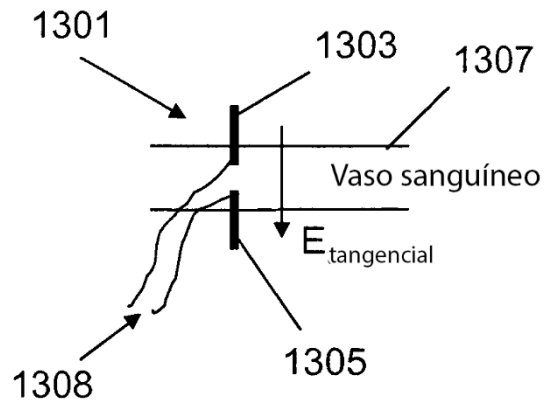


Fig. 13A

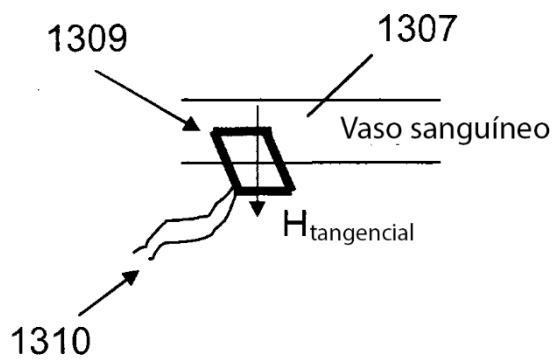


Fig. 13B

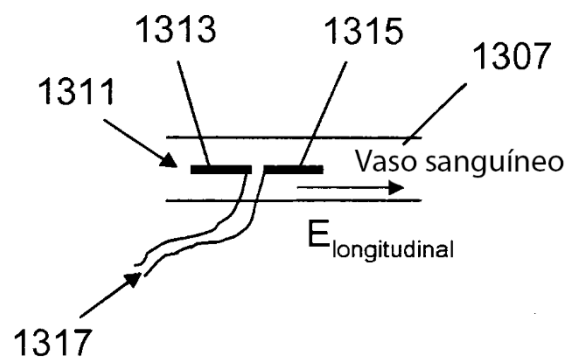


Fig. 13C

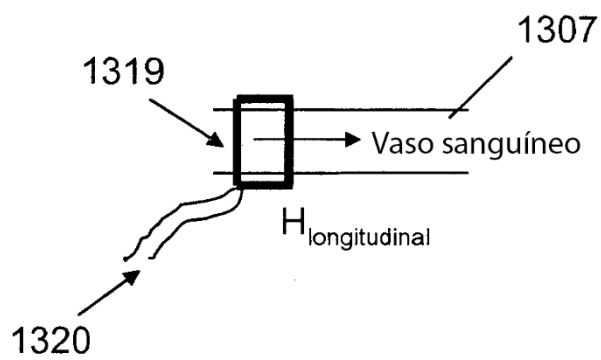


Fig. 13D

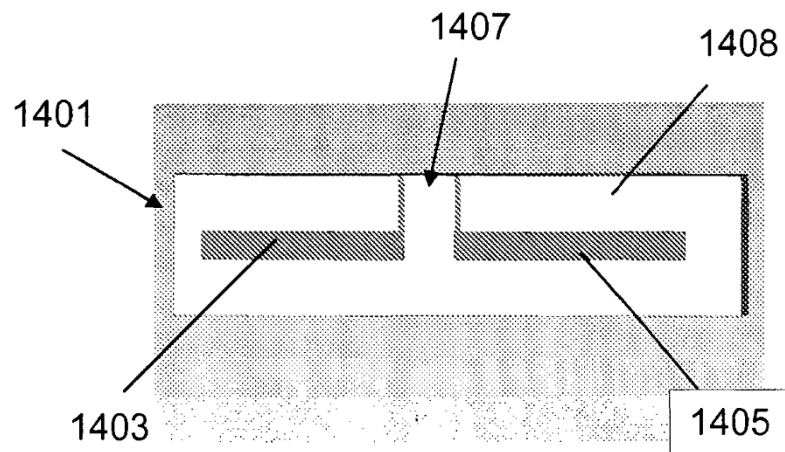


Fig. 14A

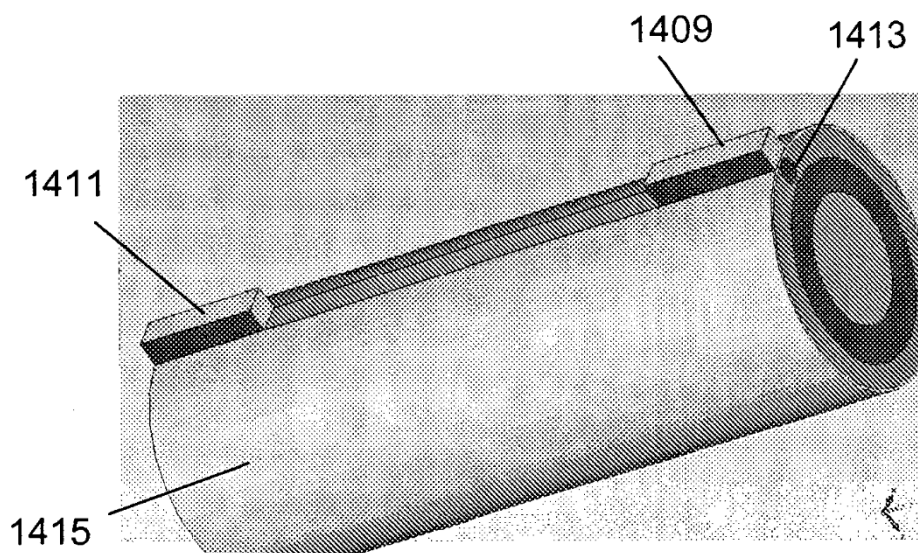


Fig. 14B

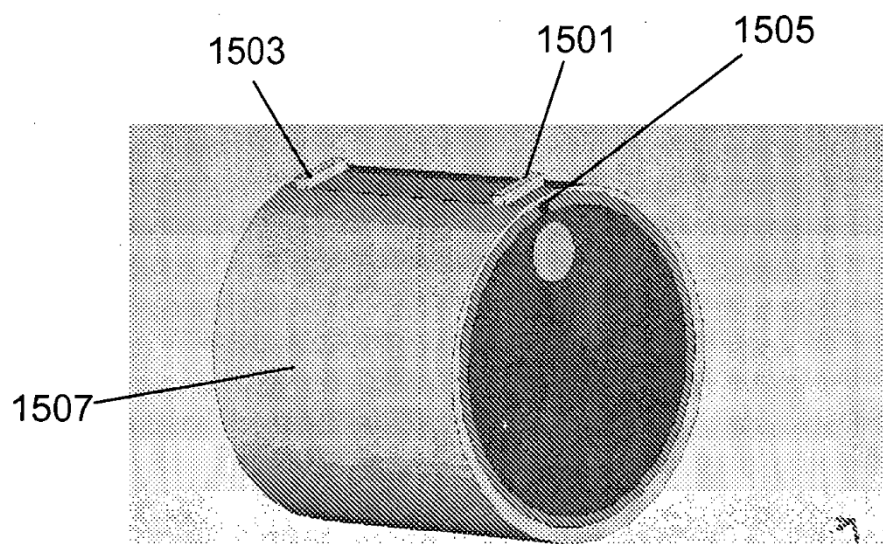


Fig. 15A

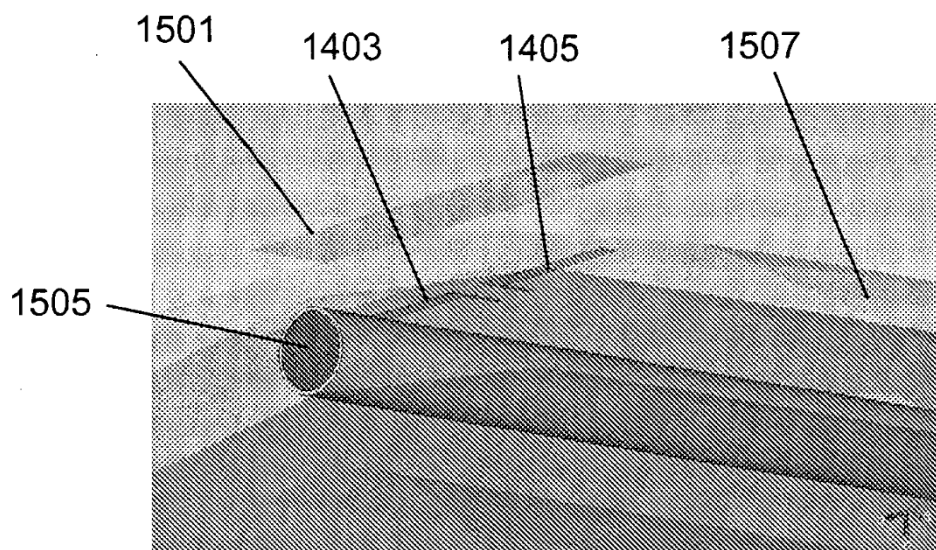


Fig. 15B

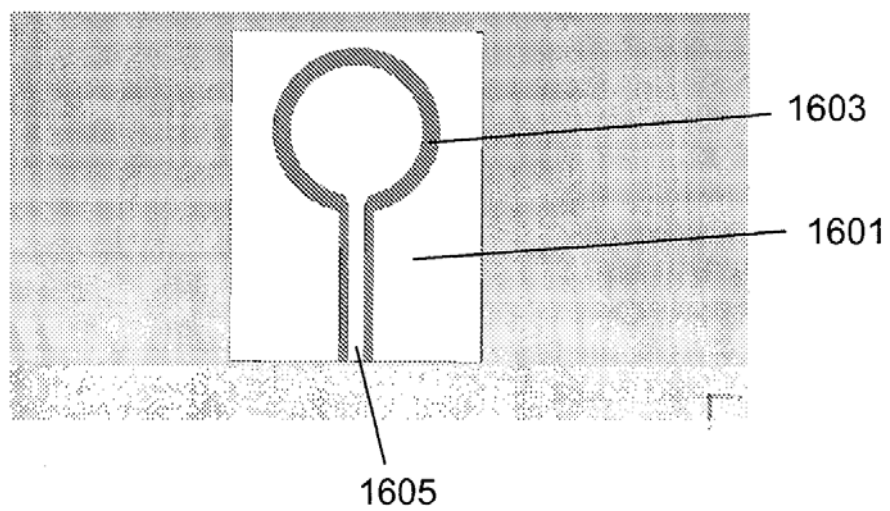


Fig. 16A

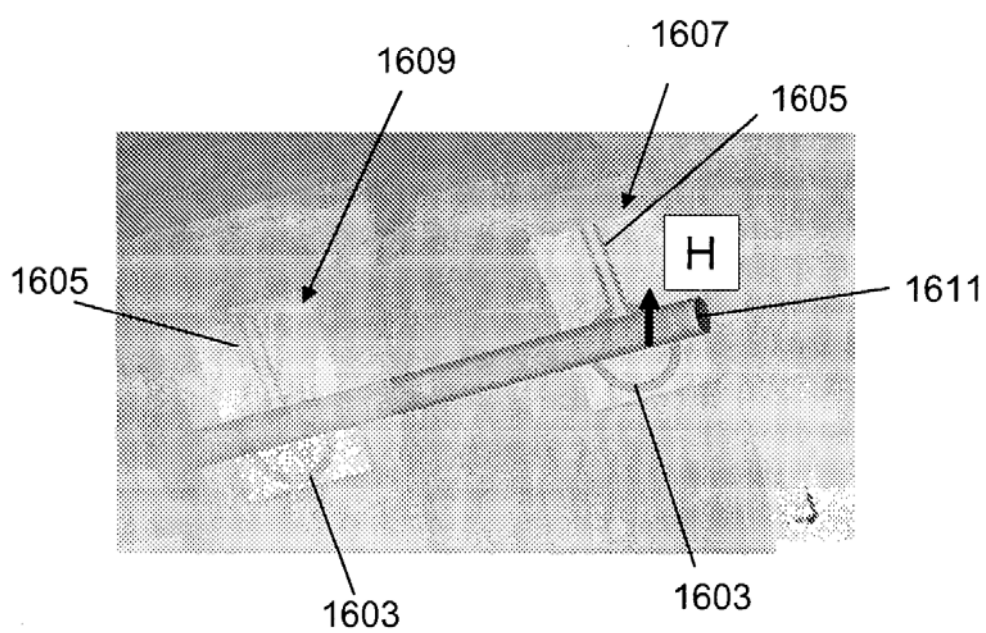


Fig. 16B

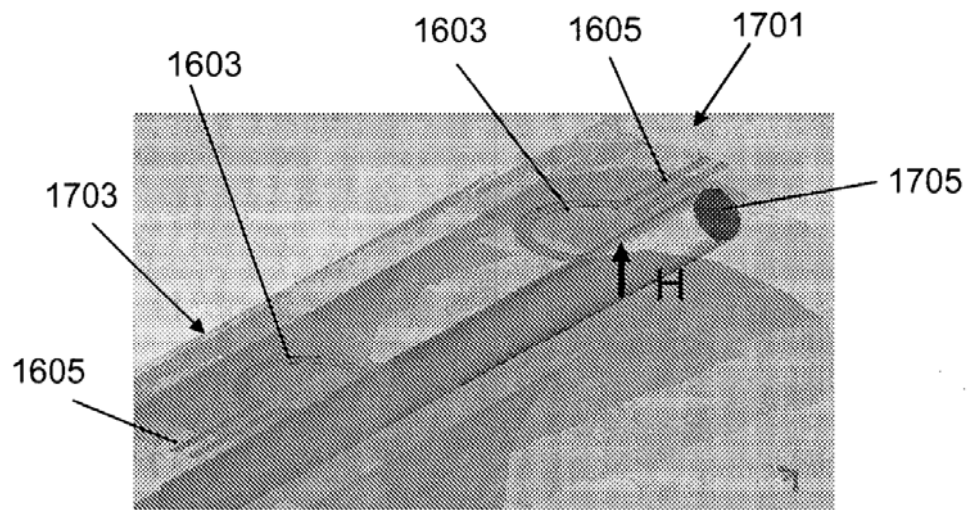


Fig. 17

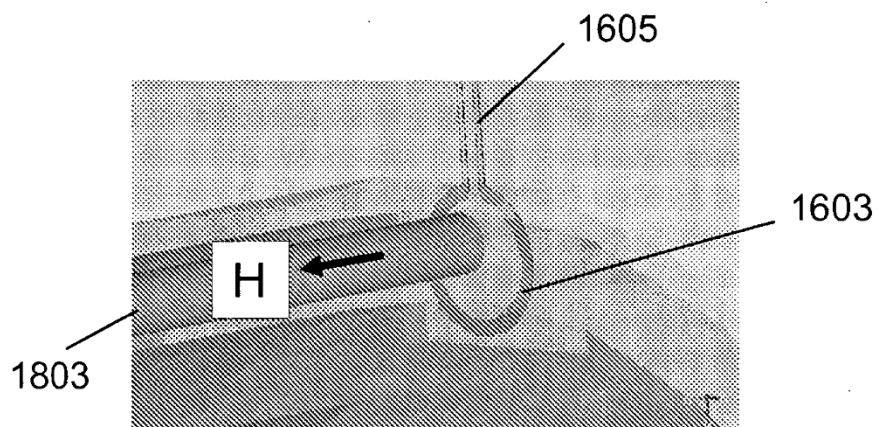


Fig. 18

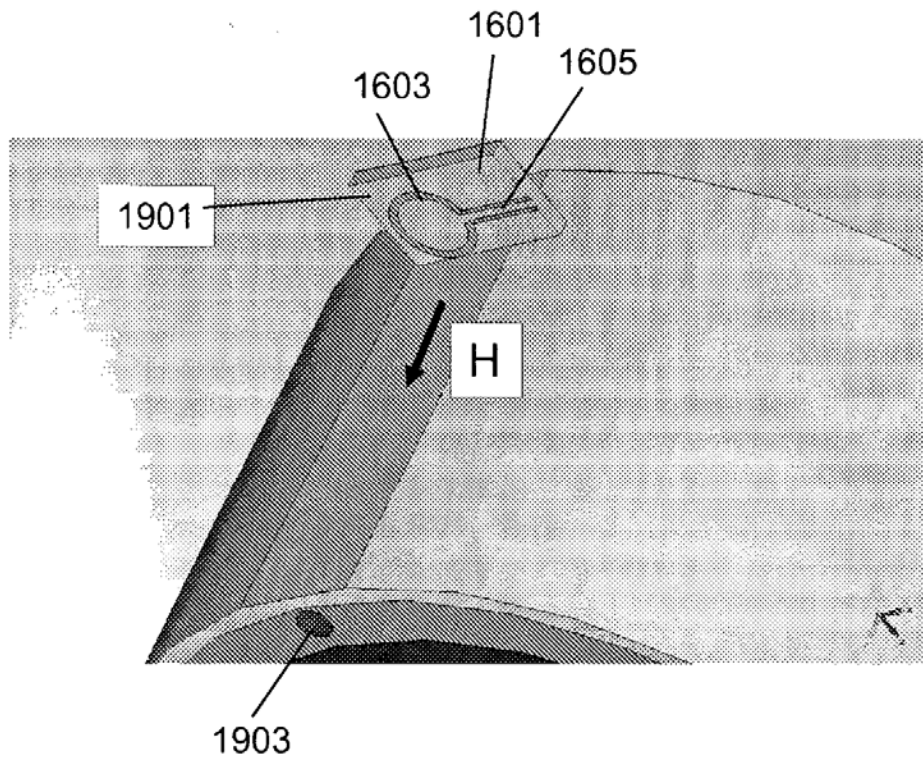


Fig. 19

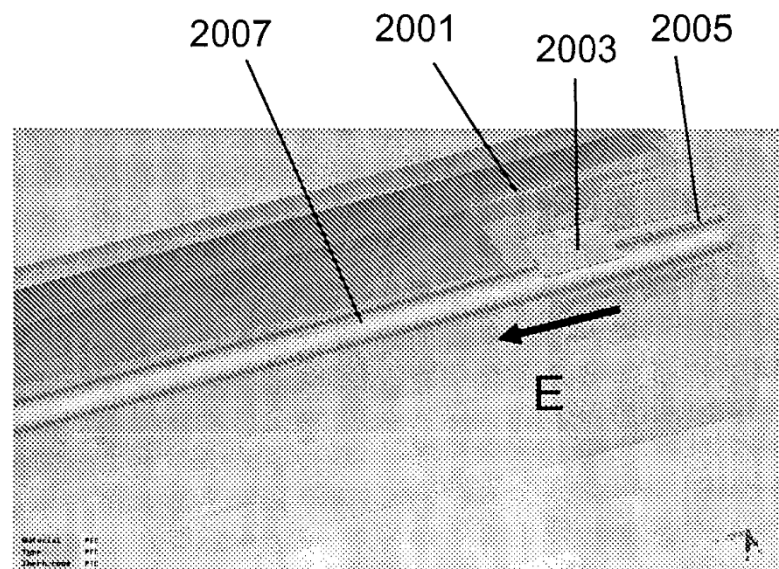


Fig. 20

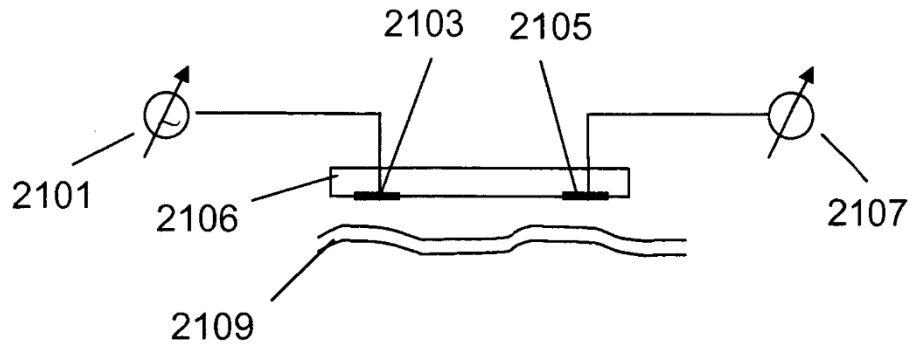


Fig. 21

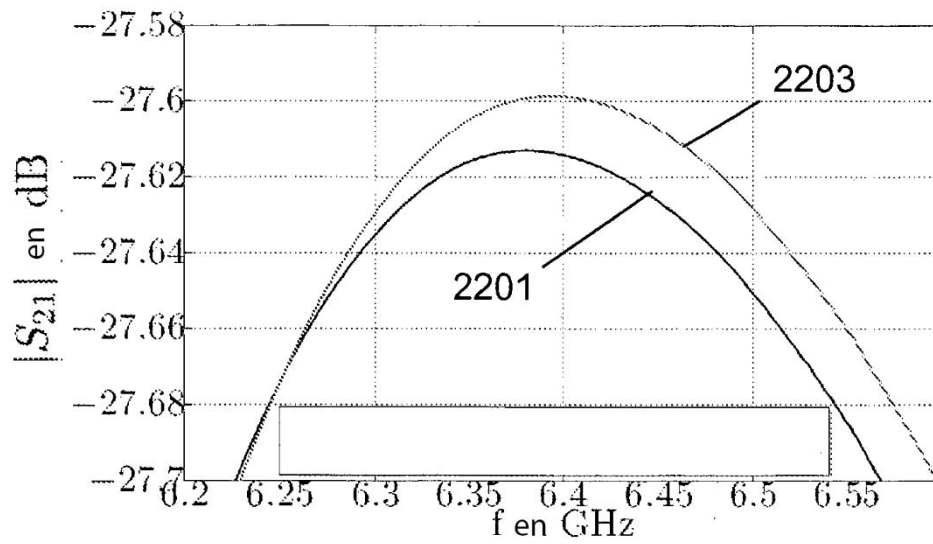


Fig. 22

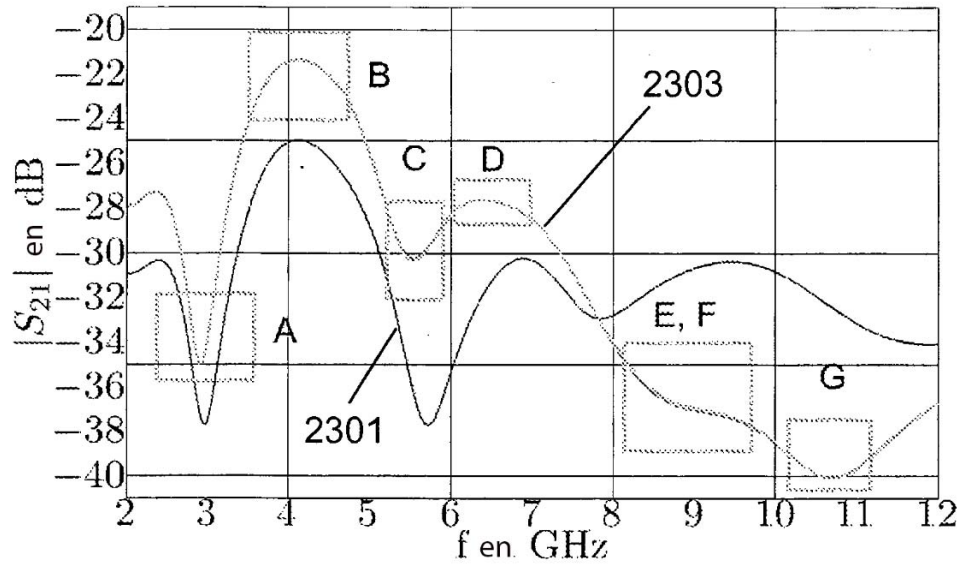


Fig. 23

Diámetro	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. 24

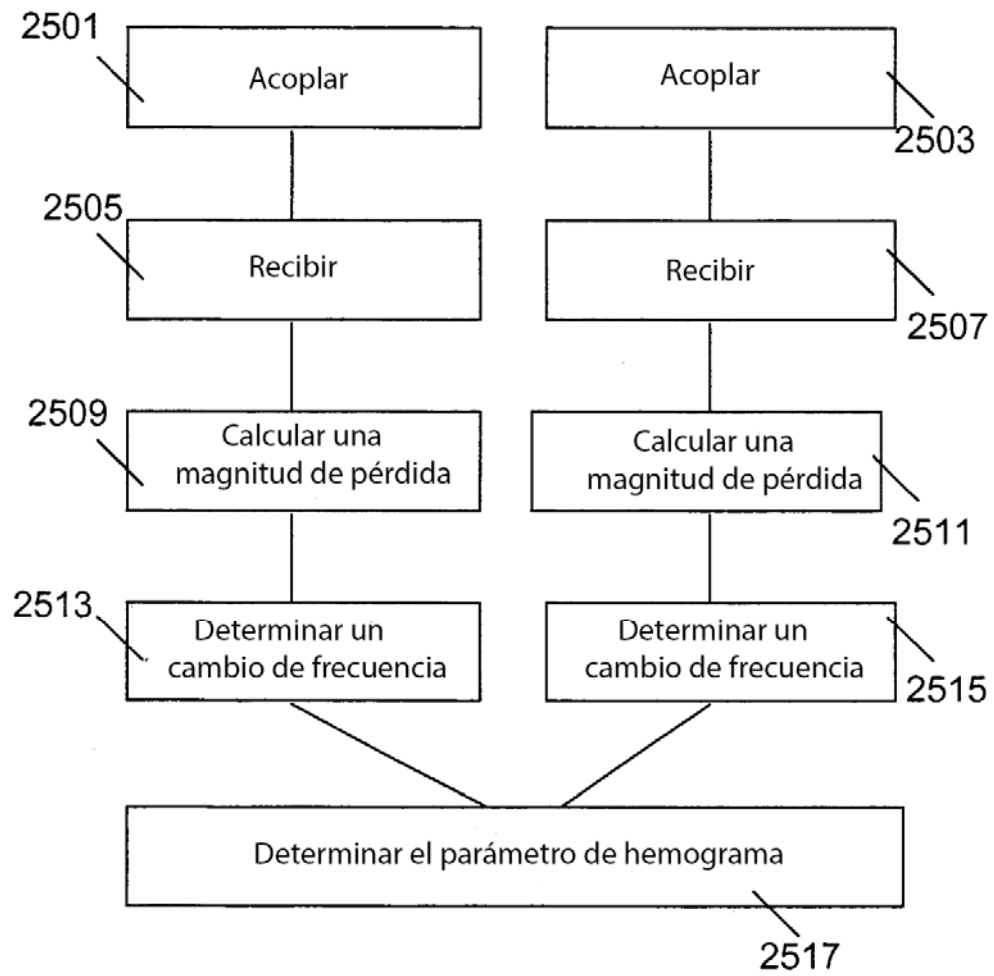


Fig. 25

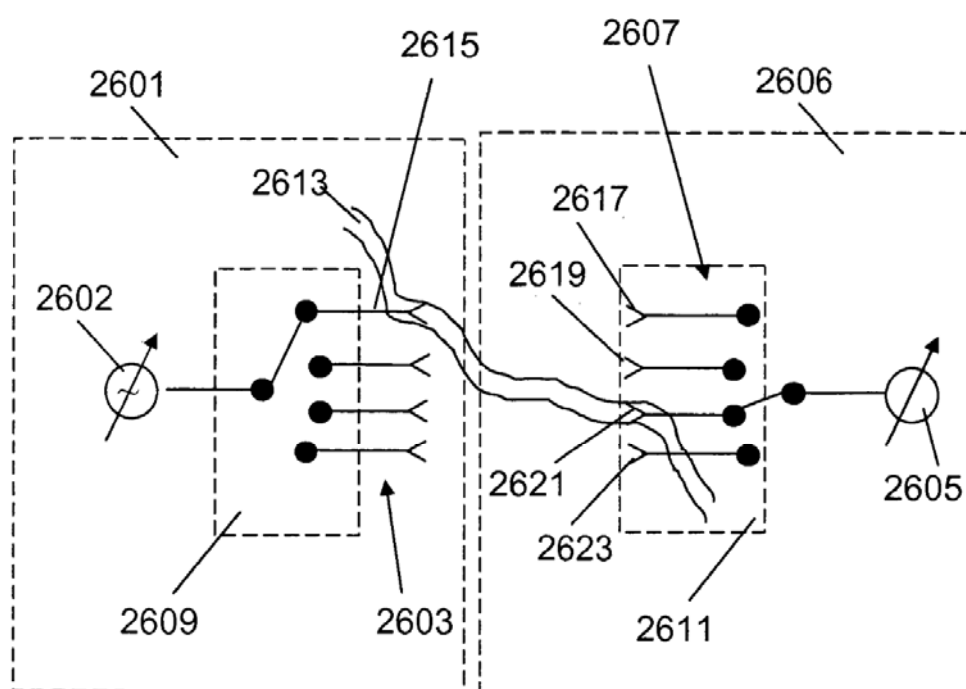


Fig. 26