

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 507 502**

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 10192470 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.07.2014** **EP 2458369**

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 2 507 502 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, de una concentración de azúcar en sangre.

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 2006/0025664 A1 se refiere a una medición no invasiva de concentraciones de azúcar en sangre. Un generador de ondas milimétricas genera ondas electromagnéticas en una banda de frecuencias determinada y conduce las ondas a un objeto de ensayo a través de una guía de ondas. Los detectores de potencia registran la potencia de la onda irradiada y de la onda reflejada por el objeto de ensayo. La concentración del azúcar en sangre se determina mediante el cambio de un único mínimo de absorción.

La publicación D2, WO 2010/131029 A1 se refiere a una supervisión no invasiva de componentes sanguíneos. El aparato descrito comprende un circuito para poner a disposición una corriente con una frecuencia de microondas, un sensor para introducir la energía de las microondas en el cuerpo, un detector para registrar una señal reflejada o transmitida, de manera que puede grabarse un espectro.

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.

5 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.

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

15 La invención se basa en la consideración de que un parámetro de hemograma se puede determinar mediante un registro de un cambio de frecuencia de una o más líneas de absorción de un componente sanguíneo. Si el parámetro de hemograma a determinar es, por ejemplo, una concentración en la sangre de azúcar en sangre, entonces un cambio de frecuencia de las líneas de absorción de una solución acuosa que contiene azúcar es una medida de la concentración del azúcar en sangre, es decir, de la glucemia. Mediante una observación de un cambio de frecuencia en varias líneas de absorción, puede continuar aumentándose la fiabilidad de la determinación del parámetro sanguíneo. El registro del parámetro de hemograma basándose en el cambio de la frecuencia de las líneas de absorción se basa en la consideración adicional de que la viscosidad de una solución acuosa con una concentración de azúcar en aumento puede variar, con lo que las líneas de absorción de una solución de agua-azúcar pueden aparecer, por ejemplo, a frecuencias más bajas que las líneas de absorción de agua pura. De esta manera puede registrarse la concentración del azúcar en sangre mediante el registro de un cambio de frecuencia de una o varias líneas de absorción en un intervalo de frecuencias de, por ejemplo, 2 a 12 GHz.

25 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, una onda transversal electromagnética (TEM) u onda transversal eléctrica (TE) u onda transversal magnética (TM) o una onda HE. En una onda TE existe un componente del campo magnético diferente de cero, dirigido en dirección de propagación. En una onda 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.

35 Según un aspecto, la invención se refiere a un dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo, con un emisor, 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, que está configurado para recibir una primera señal de recepción a la primera frecuencia y una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia, y un detector de pérdidas, que está configurado para determinar una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción en la primera frecuencia, y para determinar una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción en la segunda frecuencia, así como un procesador que está configurado para determinar un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida en relación con una primera magnitud de pérdida de referencia, para determinar un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida en relación con una segunda magnitud de pérdida de referencia, y para determinar el parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia. Las magnitudes de pérdida pueden ser, por ejemplo, magnitudes de pérdida electromagnéticas.

50 La primera magnitud de pérdida de referencia y la segunda magnitud de pérdida de referencia pueden determinarse, por ejemplo, previamente mediante experimentos o mediciones. Si en el caso de la primera magnitud de pérdida y de la segunda magnitud de pérdida se trata, por ejemplo, de absorciones de energía electromagnética, entonces la primera magnitud de pérdida de referencia y la segunda magnitud de pérdida de referencia pueden ser, por ejemplo, absorciones de energía electromagnética por parte de una solución acuosa de referencia con una concentración de un componente sanguíneo, por ejemplo, de azúcar en sangre.

60 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro que comprende además una memoria para poner a disposición la primera magnitud de pérdida de referencia y la segunda magnitud de pérdida de referencia. Las magnitudes de pérdida de referencia pueden calcularse y memorizarse, por ejemplo, previamente en el laboratorio, como se ha explicado anteriormente.

65 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde la primera magnitud de pérdida puede ser una línea de absorción de una solución acuosa con un componente sanguíneo en la primera frecuencia y donde la segunda magnitud de pérdida puede ser una línea de absorción de la solución acuosa en la segunda frecuencia. Si en el caso del componente sanguíneo se trata de azúcar en sangre, entonces se producen

con diferentes frecuencias líneas de absorción, por ejemplo con máximos de absorción o mínimos de absorción, cuyas posiciones de frecuencia dependen de la concentración del azúcar en sangre. A partir de los cambios de frecuencia de las líneas de absorción frente a líneas de absorción de referencia, que pueden estar formadas por las magnitudes de pérdida de referencia nombradas anteriormente, puede determinarse el parámetro de hemograma.

5 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida definen un transcurso dependiente de la frecuencia de absorciones de una solución acuosa con un componente sanguíneo, y donde la primera magnitud de referencia y la segunda magnitud de referencia definen un transcurso dependiente de la frecuencia de líneas de absorción de la solución acuosa con una concentración de referencia del componente sanguíneo.

15 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde 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, y 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.

20 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde el parámetro de hemograma es una concentración de un componente sanguíneo, particularmente azúcar como glucosa, o lactato o ácido láctico u oxígeno, en la sangre.

Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde la primera frecuencia y la segunda frecuencia se encuentran respectivamente en un intervalo de frecuencia entre 1 GHz y 15 GHz.

25 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde 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.

30 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde el detector de pérdidas comprende un analizador de red, particularmente un analizador de red vectorial o escalar, o un detector de potencia.

35 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde 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.

Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde 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:

$$40 \quad P_{\text{pérdida}} = 1 - |S_{11}|^2 - |S_{21}|^2,$$

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.

45 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde el emisor para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión comprende al menos una antena de emisión, particularmente una antena dipolo, una antena de cuadro o una antena de parche, y donde el receptor para la recepción de la primera señal de recepción y de 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 puede estar separada de la antena de emisión.

50 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde el emisor está configurado para acoplar la primera señal de emisión o la segunda señal de emisión como un modo o como un tipo de onda, particularmente como una onda transversal eléctrica (TE) o como una onda transversal magnética (TM) o como una onda transversal electromagnética (TEM) o como una onda HE, al vaso sanguíneo, en particular, para acoplarla longitudinal o transversalmente con respecto a un recorrido del vaso sanguíneo.

55 Según una forma de realización, la invención se refiere a un dispositivo de registro, donde 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 generador de señal de emisión o 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.

60 Según otro aspecto, la invención se refiere a un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo, con los pasos del acoplamiento de la primera señal de emisión con una primera frecuencia al vaso sanguíneo, el acoplamiento de una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo, la recepción de una primera señal de recepción en la primera frecuencia, la recepción de una segunda señal de

recepción en la segunda frecuencia, el cálculo de una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción en la primera frecuencia, el cálculo 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 de un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida en relación con una primera magnitud de pérdida de referencia, la determinación de un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida en relación con una segunda magnitud de pérdida de referencia, y la determinación del parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia.

Otros pasos del procedimiento resultan directamente de la funcionalidad del dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma.

Otros ejemplos de realización se explican con mayor detalle haciendo referencia a los dibujos adjuntas. Muestran:

- 15 La Fig. 1 un diagrama de bloques de un dispositivo de registro;
- La Fig. 2 un modelo de un corte transversal de un antebrazo humano;
- Las Fig. 3A, 3D antenas;
- 20 La Fig. 4 una antena dipolo eléctrica;
- La Fig. 4B una disposición de estimulación;
- 25 Las Fig. 5A a 5B disposiciones de estimulación;
- La Fig. 6A una antena de bucle;
- La Fig. 6B una disposición de estimulación;
- 30 La Fig. 7 una disposición de estimulación;
- La Fig. 8 una disposición de estimulación;
- 35 La Fig. 9 una disposición de estimulación;
- La Fig. 10 una disposición de estimulación;
- La Fig. 11 un cuadro de esquema básico de un dispositivo de registro;
- 40 La Fig. 12 un cambio de frecuencia de un máximo de absorción;
- La Fig. 13 un comportamiento de transmisión;
- La Fig. 14 cambios de frecuencia;
- 45 La Fig. 15 un diagrama de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma;
- La Fig. 16 un cuadro de esquema básico de un dispositivo de registro;
- 50 La Fig. 17 un diagrama de bloques de una pulsera;
- La Fig. 18 un diagrama de bloques de una sección de una pulsera;
- La Fig. 19 un diagrama de bloques de una pulsera; y
- 55 La Fig. 20 un diagrama de bloques de una disposición de los electrodos del dispositivo de registro.

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. 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 para acoplar 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 101 puede presentar una o varias antenas de emisión, las cuales pueden estar configuradas, por ejemplo, como antenas dipolo o como antenas de cuadro o como antenas de parche.

5 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.

10 El dispositivo de registro 100 comprende 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.

15 El dispositivo de registro comprende además un procesador 109, que está acoplado con el detector de pérdidas 107 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 109 puede estar configurado además para determinar el parámetro de hemograma basándose en los dos cambios de frecuencia.

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

30 El dispositivo de registro 100 representado en la Fig. 1 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, pueden considerarse un sistema de guía de onda dieléctrico. La estructura de un antebrazo humano se describe en Netter, F. N., Atlas der Anatomie, Thieme-Verlag, 2006. Un antebrazo humano consiste en dos huesos, que están rodeados de un tejido muscular. Alrededor del tejido muscular hay distribuidas venas superficiales, es decir, vasos sanguíneos. Los 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. Si se colocan, por ejemplo, el emisor 101 y el receptor 105 representados en la Fig. 1 sobre la capa superior de la piel, entonces el emisor 101 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.

40 Si se utiliza, 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.

45 Para registrar un parámetro de hemograma, es ventajoso registrar esencialmente solo la sangre venosa. Para ello, el emisor 101 puede estar configurado para acoplar la señal de emisión en forma de una onda electromagnética directamente al vaso sanguíneo 103. El emisor 101 así como el receptor 105 pueden presentar respectivamente una pluralidad de antenas, de manera que para el acoplamiento de la onda electromagnética al vaso sanguíneo 103 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.

55 En las Fig. 2A a 2C 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. 2A, el modelo comprende una capa de piel 201, un vaso sanguíneo 203 así como un tejido adiposo 205 que rodea al vaso sanguíneo 203. El modelo representado en la Fig. 2A forma un sistema de guía de ondas dieléctrica que comprende la guía de onda dieléctrica representada en la Fig. 2B así como la guía de onda pelicular eléctrica representada en la Fig. 2C.

60 La guía de onda dieléctrica representada en la Fig. 2B comprende el vaso sanguíneo 203 así como el tejido adiposo 205 que lo rodea. La guía de onda pelicular dieléctrica de la Fig. 2C comprende la capa de piel 201 así como el tejido adiposo 205. Puede fijarse respectivamente para la capa de la piel 201, el tejido adiposo 205 así como el vaso sanguíneo 203 un comportamiento dispersivo diferente, es decir, dependiente de la frecuencia, de la respectiva constante dieléctrica compleja. El vaso sanguíneo 203 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. 2C, que se forma por la capa superior de piel 201.

5 Una antena de emisión del emisor 101 así como una antena de recepción del receptor 105 pueden estar configuradas preferiblemente de tal manera que acoplan decididamente la potencia de las microondas en el vaso sanguíneo 203, y la desacoplan, por ejemplo, de nuevo unos centímetros más allá. El vaso sanguíneo 203 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 2B, de manera que se evita una excitación de modos de guía de ondas pelicular en la guía de ondas pelicular 2C, de manera que el registro del parámetro de hemograma puede llevarse a cabo con mayor precisión.

15 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 el vaso sanguíneo 203 se han de anteponer a aquellos modos en los que los campos están concentrados en la capa de piel 201. Debido a las propiedades dieléctricas de la guía de ondas dieléctrica representada en la Fig. 2B, 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 un vaso sanguíneo, son más fuertes que los componentes transversales $E_{\text{transversal}}$, $H_{\text{transversal}}$, es decir, transversales al recorrido del vaso sanguíneo. 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 203.

25 En las figuras 3A a 3D 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.

30 La antena 301 representada en la Fig. 3A está configurada como un dipolo eléctrico con una primera sección de antena 303 y una segunda sección de antena 305. Las secciones de antena 303 y 305 están separadas entre sí y dispuestas, por ejemplo, transversalmente con respecto a un recorrido de un vaso sanguíneo 307. Una excitación de la antena 301 puede producirse mediante líneas de entrada 308. 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.

35 En la Fig. 3B está representada una antena 309, 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. 3B de la antena de cuadro 309 en relación con el vaso sanguíneo 307 se excita, por ejemplo, un campo magnético $H_{\text{tangencial}}$ que está orientado transversalmente al recorrido del vaso sanguíneo 307 o transversalmente a la dirección del flujo de la sangre. Una excitación de la antena 309 puede producirse por líneas de entrada 310.

40 En la Fig. 3C está representada una antena 311 que forma un dipolo eléctrico con una primera sección de antena 313 y una segunda sección de antena 315. Las secciones de antena 313 y 315 están separadas la una de la otra y se excitan mediante líneas de entrada 317 representadas en la Fig. 3C. El dipolo eléctrico formado por la antena 311 está dispuesto ahora de tal manera con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 307, que las secciones 313 y 315 están dispuestas paralelas al recorrido del vaso sanguíneo 307. De esta manera se excita, con el componente de campo $E_{\text{longitudinal}}$, un campo eléctrico orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo.

45 La Fig. 3D muestra una antena de cuadro 319, 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 319 se excita mediante líneas de entrada 320 y está dispuesta de tal forma, como se representa en la Fig. 3D, con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 307 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 307.

50 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.

55 En el caso de las antenas representadas en las figuras 3A a 3D 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. 3A, tangencialmente con respecto al vaso sanguíneo 307 o a la dirección de flujo de la sangre, o bien, como se representa en la Fig. 3C, en dirección del vaso sanguíneo 307 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 307 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. 3B. Si el vector de superficie está orientado por el contrario en dirección del vaso sanguíneo 307, entonces el campo magnético también está orientado en dirección del vaso sanguíneo 307, como se representa, por ejemplo, en la Fig. 3B. De la selección de uno de los estimuladores representados en las figuras 3A a 3D resulta entonces, por ejemplo, el modo o tipo de onda excitado predominantemente.

La Fig. 4A muestra una antena dipolo eléctrica 401 que se puede utilizar como una antena de emisión o como una antena de recepción. La antena dipolo eléctrica 401 comprende secciones de antena dipolo 403 y 405, que están dispuestas en o sobre un sustrato 408 y que pueden excitarse mediante líneas de entrada 407. La antena dipolo 401 puede utilizarse como antena de emisión o como antena de recepción.

La Fig. 4B muestra una disposición de estimulación de una antena de emisión 409 de un emisor y una antena de recepción 411 de un receptor en dirección de un recorrido de un vaso sanguíneo 413 por debajo de una capa de piel 415. La antena de emisión 409 y la antena de recepción 411 son, por ejemplo, antenas dipolo eléctricas según la Fig. 4A. En la disposición representada en la Fig. 4B se genera un campo eléctrico con un componente de campo en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 413 o en dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 5A muestra una disposición de estimulación que comprende una antena de emisión 501 de un emisor y una antena de recepción 503 de un receptor transversalmente a la dirección de propagación de un vaso sanguíneo 505, es decir, transversalmente a la dirección del flujo de la sangre, que se encuentra debajo de una capa de piel 507. La antena de emisión 501 y la antena de recepción 503 pueden estar formadas, respectivamente, por ejemplo por la antena dipolo eléctrica representada en la Fig. 4A. En la Fig. 5B está representada más detalladamente la disposición de las secciones de antena dipolo 403 y 405 en lo que se refiere a la dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 6A muestra una antena de bucle 601 con un marco circular 603 y líneas de entrada 605 para excitar el marco circular 603. La antena de bucle 601 puede utilizarse, por ejemplo, como una antena de emisión o como antena de recepción. El marco circular 603 así como las líneas de entrada 605 pueden disponerse en un sustrato.

La Fig. 6B muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 607 de un emisor y una antena de recepción 609 de un receptor, que pueden estar formadas como antenas de bucle según la Fig. 6A. Las antenas de bucle 607, 609 están dispuestas, por ejemplo, de tal manera que los marcos circulares 603 están dispuestos por encima de un vaso sanguíneo 611, donde las líneas de entrada 605 están orientadas transversalmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 611, es decir, transversalmente con respecto a la dirección del flujo de la sangre. De esta manera se genera un campo magnético en el lado del emisor con un componente H del campo magnético orientado transversalmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 611.

La Fig. 7 muestra una disposición de estimulación de una antena de emisión 701 de un emisor y una antena de recepción 703 de un receptor, con respecto a un vaso sanguíneo 705. La antena de emisión 701 y la antena de recepción 703 pueden ser, por ejemplo, antenas de bucle con la forma representada en la Fig. 6A. Están dispuestas, por ejemplo, de tal manera que los marcos circulares 603 están dispuestos respectivamente por encima del vaso sanguíneo 705 y las líneas de entrada 605 transcurren alejadas entre sí paralelas al recorrido del vaso sanguíneo 705. De esta manera se genera un componente de campo H magnético orientado perpendicularmente con respecto al recorrido del vaso sanguíneo 705, que está orientado en la dirección de una normal de la superficie abarcada por el marco circular 603.

La Fig. 8 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 801 de un emisor, que presenta por ejemplo la forma de una antena de bucle representada en la Fig. 6A. La antena de emisión 801 está dispuesta, por ejemplo, con respecto a un vaso sanguíneo 803 de tal forma que una normal de la superficie abarcada por el marco 603 está orientada en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 803. Una disposición de este tipo puede realizarse, por ejemplo, en un doblez del vaso sanguíneo 803. De esta manera se genera un componente de campo magnético H en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 803.

La Fig. 9 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 601 que es, por ejemplo, una antena de bucle con la forma representada en la Fig. 6A y que puede estar dispuesta en o sobre un sustrato 901, por ejemplo, un sustrato de plástico. La antena de emisión 601 está dispuesta por encima de un vaso sanguíneo 903 de tal manera que una normal de la superficie abarcada por el marco circular 603 está orientada en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 903. De esta manera se genera un campo magnético con un componente de campo magnético H orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 903 o en dirección del flujo de la sangre.

La Fig. 10 muestra una disposición de estimulación con una antena de emisión 1001 que puede ser una antena de parche con una superficie de antena de parche 1003 y líneas de entrada 1005. La superficie de antena de parche 1003 está dispuesta, por ejemplo, por encima de un vaso sanguíneo 1007, por lo que se genera un campo eléctrico con un componente de campo eléctrico E orientado en dirección del recorrido del vaso sanguíneo 1007, es decir, en dirección del flujo de la sangre.

Según otra forma de realización, el detector de pérdidas 107 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 |S₂₁| puede llevarse a cabo, por ejemplo, mediante el dispositivo de registro representado en la Fig. 11. El dispositivo de registro comprende un emisor con un generador de señal de emisión 1101, que puede ser un oscilador sintonizable. Una salida del generador de señal de emisión 1101 está unido con una antena de emisión 1103. El dispositivo de registro comprende además un receptor con una antena de recepción 1105, cuya salida está unida con un detector de pérdidas 1107. El detector de pérdidas puede comprender, por ejemplo, un detector de potencia. Como está representado en la Fig. 11, la antena de emisión 1103 y la antena de recepción 1105 están dispuestas por encima de un vaso sanguíneo 1109. El emisor puede presentar características del emisor 101, el receptor puede presentar características del receptor 105 y el detector de pérdidas 1107 puede presentar características del detector de pérdidas 107.

Mediante una medición adicional de un valor del parámetro de medición de S₁₁ puede aumentarse 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_{pérdida} indica la respectiva magnitud de pérdida y donde S₁₁ indica el coeficiente de reflexión de entrada y S₂₁, 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. 12 muestra, por ejemplo, un cambio de frecuencia de un máximo de absorción 1201 en una primera concentración de azúcar en sangre en comparación con un cambio de frecuencia de un máximo de absorción 1203 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. 13 muestra un comportamiento de transmisión de sangre venosa en una muñeca. En este caso, los recorridos 1301 y 1303 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. 14 muestra a modo de ejemplo los cambios de frecuencia de las absorciones A, B, C, D, E, F y G representadas en la Fig. 13 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. 15 muestra un diagrama de un procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo. El procedimiento comprende el acoplamiento 1501 de una primera señal de emisión con una primera frecuencia al vaso sanguíneo, el acoplamiento 1503 de una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo, la recepción 1505 de una primera señal de recepción en la primera frecuencia, la recepción 1507 de una segunda señal de recepción en la segunda frecuencia, el cálculo 1509 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 1511 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 1513 de un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida con respecto a una primera magnitud de pérdida de referencia, la determinación 1515 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 1517 del parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia.

El procedimiento representado en la Fig. 15 puede llevarse a cabo, por ejemplo, por el dispositivo de registro representado en la Fig. 1 o en la Fig. 11.

El principio de registro nombrado anteriormente puede integrarse, por ejemplo, en una pulsera, que puede colocarse alrededor de una muñeca y que, por ejemplo, puede inflarse. De esta manera puede reproducirse el acoplamiento de las ondas electromagnéticas al cuerpo, dado que siempre existe la misma presión que minimiza una ranura de aire entre la capa de piel y las antenas. El principio nombrado anteriormente de la medición de las microondas es además de ello muy robusto, dado que no se registra y se evalúa la altura de las líneas de absorción, sino su cambio de frecuencia. La supervisión de un parámetro de hemograma, tal como, por ejemplo, un contenido de azúcar en sangre puede realizarse de manera continua. De esta manera puede posibilitarse una determinación de un tiempo de retardo entre una ingestión de alimentos y una subida del azúcar en sangre. Además de ello, puede reaccionarse más rápidamente a variaciones en una rutina diaria de un paciente. De esta manera puede activarse, por ejemplo, una alarma con una hiper- o hipoglucemia, donde puede pensarse en una conexión de telemedicina del dispositivo de registro representado, por ejemplo, en la Fig. 1.

Según una forma de realización pueden proporcionarse varias antenas de emisión en el lado de la emisión y varias antenas de recepción en el lado de la recepción para el acoplamiento preciso de las microondas en un vaso sanguíneo. Mediante una permutación de todas las combinaciones de antenas puede escogerse, por ejemplo, el par de antenas que comprende una antena de emisión y una antena de recepción que vaya unida a las menores pérdidas de acoplamiento. El par de antenas escogido puede utilizarse entonces para el registro del parámetro de hemograma basado en microondas.

De esta manera, el emisor 101 representado en la Fig. 1 puede presentar, por ejemplo, una o varias antenas de emisión para emitir una o varias señales de emisión, que pueden estar configuradas, por ejemplo, como antenas dipolo o como antenas de cuadro o como antenas de parche. En analogía a esto, el receptor 105 puede presentar una o varias antenas de emisión para la recepción de una o varias señales de recepción. El procesador 109 está configurado preferiblemente para elegir una tras otra una pluralidad de configuraciones de registro. En este caso, cada configuración de registro comprende una única antena de emisión y una única antena de recepción, donde las antenas de emisión pueden estar separadas entre sí y donde las antenas de recepción pueden estar separadas entre sí. Al elegir una configuración de registro, el emisor 101 estimula la antena de emisión correspondiente para emitir una señal de emisión, donde el receptor 105 utiliza la respectiva antena de recepción para recibir una señal de recepción.

Basándose en la señal de emisión y la señal de recepción, el detector de pérdidas 107 puede determinar, por ejemplo, una magnitud de pérdida electromagnética como absorción de energía. En el siguiente paso se utiliza otra configuración de registro para emitir una señal de emisión y se registra otra magnitud de pérdida. De esta manera se utilizan varias configuraciones de registro una detrás de otra o en sucesión cualquiera para acoplar una señal de emisión al vaso sanguíneo 103, donde en cada configuración de registro se determina una magnitud de pérdida mediante el detector de pérdidas 107. El procesador 109 puede comparar, por ejemplo, las magnitudes de pérdida, y elegir aquella configuración de registro que vaya unida con la menor magnitud de pérdida. La configuración de registro elegida se utiliza para el registro del parámetro de hemograma.

La Fig. 16 muestra un dispositivo de registro que puede ser una forma de realización del dispositivo de registro 100 representado en la Fig. 1. El dispositivo de registro comprende un emisor 1601, que puede presentar, por ejemplo, un oscilador sintonizable 1602, así como una pluralidad de antenas de emisión 1603. El dispositivo de registro comprende además un detector de pérdidas 1605 que puede presentar, por ejemplo, un detector de potencia. Se proporciona además un receptor 1606 con una pluralidad de antenas de recepción 1607.

Una salida del oscilador sintonizable 1602 puede unirse de manera conmutable, por ejemplo, mediante una matriz de conmutación 1609 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 1607 puede unirse a través de una matriz de conmutación 1611 con el detector de pérdidas 1605.

Mediante la matriz de conmutación 1611 así como la matriz de conmutación 1609 puede escogerse, por ejemplo, aquel par que comprenda una antena de emisión y una antena de recepción que posibilite un acoplamiento óptimo de una señal de microondas en un vaso sanguíneo 1613 representado esquemáticamente en la Fig. 16. Mediante las matrices de conmutación 1609 y 1611 se eligen los pares de antenas secuencialmente, comenzando, por ejemplo, con una primera antena de emisión 1615, mediante la cual se emite una señal de emisión.

Las matrices de conmutación 1609, 1611 pueden presentar conmutadores, por ejemplo, conmutadores de transistores.

En el lado de la recepción se escogen mediante la matriz de conmutación 1611 las antenas de recepción secuencialmente, empezando, por ejemplo, con la antena de recepción 1617 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 1619, donde nuevamente se registra basándose en la señal de emisión y una señal de recepción recibida mediante la antena de recepción 1619, una magnitud de pérdida mediante el detector de pérdidas. Después de ello se escoge, por ejemplo, la antena de recepción 1621, 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 1623 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 1623. En el siguiente paso, la matriz de conmutación 1609 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. 16 puede esperarse, por ejemplo, que la configuración de registro con la antena de emisión 1615 y la antena de recepción 1621 adolezca de las pérdidas de acoplamiento más bajas, debido a que las antenas 1615, 1621 se encuentran inmediatamente por encima del vaso sanguíneo y posibilitan de esta manera un acoplamiento de una señal en el vaso sanguíneo 1613. 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 1607 para la antena de emisión 1615.

Las antenas de emisión 1603 o las antenas de recepción 1607 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 1609 y 1611 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.

Según una forma de realización, la medición se lleva a cabo en banda ancha en vez de en banda estrecha. Las señales de emisión pueden acoplarse al vaso sanguíneo, por ejemplo, mediante un barrido de frecuencia o como una señal parcial de una señal de emisión de banda ancha. Mediante el registro preferiblemente vectorial de los parámetros S puede evaluarse ahora la constante dieléctrica compleja y no solo su parte real. Mediante la observación de los cambios de frecuencia de varias líneas de absorción, puede llevarse a cabo de manera más precisa la determinación del parámetro de hemograma. Preferiblemente, ésta se lleva a cabo mediante una medición de red de dos puertos y no mediante una medición de red de una puerta.

La Fig. 17 muestra un diagrama de bloques de un ejemplo de realización de una pulsera 1900 con un dispositivo de registro 1701 y un dispositivo de ajuste 1703. El dispositivo de registro 1701 está adaptado para el registro de un parámetro de hemograma de 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 1703 está adaptado para el ajuste de una presión de contacto predefinible de la pulsera 1700 sobre el brazo. Mediante el ajuste de la presión de contacto predefinida de la pulsera 1700, el dispositivo de ajuste 1703 puede asegurar registros reproducibles del parámetro de hemograma mediante el dispositivo de registro 1701. Para ello, el dispositivo de ajuste 1703 está adaptado particularmente para ajustar la presión de contacto de la pulsera 1700 a la presión de contacto predefinible durante el registro del parámetro de hemograma por parte del dispositivo de registro 1701.

La pulsera 1700 está configurada particularmente como una pulsera inflable 1700. En este caso el dispositivo de ajuste 1703 tiene particularmente una bomba de aire, que está configurada para inflar la pulsera 1700 para ajustar la presión de contacto predefinida.

El dispositivo de registro 1701 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 forma la constante del tiempo de relajación τ del parámetro de hemograma. En este caso, el dispositivo de ajuste 1703 está configurado particularmente para ajustar la presión de contacto de los electrodos sobre el brazo a la presión de contacto predefinida.

El dispositivo de ajuste 1703 puede estar configurado además de tal manera que distribuya de manera uniforme sobre el brazo las fuerzas de contacto de la pulsera 1700 durante el registro del parámetro de hemograma por parte del dispositivo de registro 1701. El dispositivo de ajuste 1703 está configurado además preferiblemente de tal manera que asegura un apoyo uniforme de la pulsera 1700 durante el registro del parámetro de hemograma por parte del dispositivo de registro 1701.

La Fig. 18 muestra un diagrama de bloques de un recorte de un ejemplo de realización de una pulsera 1800. La pulsera 1800 tiene un dispositivo de registro 1801 y un dispositivo de ajuste 1803. El dispositivo de registro 1801 y el dispositivo de ajuste 1803 están configurados al menos como el dispositivo de registro 1701 y el dispositivo de ajuste 1703 de la Fig. 17. El dispositivo de ajuste 1803 de la Fig. 18 tiene además un equipo de sensor 1805 y un equipo de control 1807. El equipo de sensor 1805 está adaptado para medir una presión de contacto actual de la pulsera 1800 sobre el brazo. Dependiendo de la presión de contacto actual medida, el equipo de control 2007 ajusta la presión de contacto predefinida 2007 al brazo.

La Fig. 19 muestra un diagrama de bloques de un recorte de otro ejemplo de realización de una pulsera 1900. La pulsera 1900 tiene un dispositivo de registro 1901 y un dispositivo de ajuste 1903. El dispositivo de ajuste 1903 tiene

un equipo de sensor 1905, un equipo de control 1907 y una bomba de aire 1911. El equipo de sensor 1905 registra una presión de contacto actual de la pulsera 1900 sobre el brazo. El equipo de control 1907 pone a disposición una señal de control dependiendo de la presión de contacto actual medida. Mediante la señal de control puesta a disposición, se controla la bomba de aire 1911 para inflar la pulsera 1900.

5 En la Fig. 20 está representado un diagrama de bloques esquemático de una disposición 2000 de los electrodos, es decir, antenas 2003, 2005 del dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo del brazo.

10 Sin limitación de la generalidad, la disposición 2000 muestra solo dos electrodos 2003 y 2005. La disposición 2000 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 2003, 2005 tienen, por ejemplo, una superficie de base de 5 mm por 5 mm. La separación de los electrodos 2003, 2005 es de, por ejemplo, 1 a 2 cm. De esta manera se logra por un lado una transmisión lo suficientemente fuerte y por otro lado se asegura una profundidad de penetración lo suficientemente grande en el cuerpo.

15

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de registro para registrar un parámetro de hemograma de sangre en un vaso sanguíneo con:

5 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; y
 un detector de pérdidas (107) que está configurado para:

10 determinar una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción a la primera frecuencia; y
 determinar una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción a la segunda frecuencia; así como

15 un procesador (109) que está caracterizado por que está configurado para:

determinar un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida en relación con una primera magnitud de pérdida de referencia;
 20 determinar un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida en relación con una segunda magnitud de pérdida de referencia;
 y
 para determinar el parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia.

25 2. Dispositivo de registro según la reivindicación 1, que comprende además una memoria (111) para poner a disposición la primera magnitud de pérdida de referencia y la segunda magnitud de pérdida de referencia.

30 3. Dispositivo de registro según la reivindicación 1, donde la primera magnitud de pérdida es una línea de absorción de una solución acuosa con un componente sanguíneo en la primera frecuencia y donde la segunda magnitud de pérdida es una línea de absorción de la solución acuosa en la segunda frecuencia.

35 4. Dispositivo de registro según la reivindicación 1 o 2, donde la primera magnitud de pérdida y la segunda magnitud de pérdida definen un transcurso de la absorción, dependiente de la frecuencia, de una solución acuosa con un componente sanguíneo, y donde la primera magnitud de referencia y la segunda magnitud de referencia definen un transcurso de la absorción, dependiente de la frecuencia, de la solución acuosa a una concentración de referencia del componente sanguíneo.

40 5. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde 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, y 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.

45 6. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde el parámetro de hemograma es una concentración de un componente sanguíneo, particularmente de azúcar, como glucosa, o de lactato o de ácido láctico o de oxígeno en sangre.

50 7. Dispositivo de registro según una de las reivindicaciones anteriores, donde la primera frecuencia y la segunda frecuencia se encuentran respectivamente en un intervalo de frecuencias entre 1 GHz y 15 GHz.

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 mediante una medición de red de dos puertos.

55 9. 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.

60 10. 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} 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.

65 11. 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.

5 12. 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 o una antena de cuadro o una antena de parche.

15 13. 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 un modo o como un tipo de onda, particularmente como una onda transversal eléctrica (TE) o como una onda transversal magnética (TM) o como una onda transversal electromagnética (TEM) al vaso sanguíneo, particularmente longitudinal o transversalmente con respecto a un recorrido del vaso sanguíneo o a una dirección de flujo de la sangre.

20 14. 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 generador de señal de emisión (1101) o un oscilador sintonizable (1101), o simultáneamente, en particular mediante una señal de banda ancha que comprende la primera señal de emisión y la segunda señal de emisión, al vaso sanguíneo.

25 15. Procedimiento para registrar un parámetro de hemograma de la sangre en un vaso sanguíneo con:

30 acoplamiento (1501) de una primera señal de emisión con una primera frecuencia al vaso sanguíneo;
 acoplamiento (1503) de una segunda señal de emisión con una segunda frecuencia al vaso sanguíneo;
 recepción (1505) de una primera señal de recepción a la primera frecuencia;
 recepción (1507) de una segunda señal de recepción a la segunda frecuencia;
 cálculo (1509) de una primera magnitud de pérdida basándose en la primera señal de emisión y la primera señal de recepción a la primera frecuencia;
 cálculo (1511) de una segunda magnitud de pérdida basándose en la segunda señal de emisión y la segunda señal de recepción a la segunda frecuencia;
 35 determinación (1513) de un primer cambio de frecuencia de la primera magnitud de pérdida en relación con una primera magnitud de pérdida de referencia;
 determinación (1515) de un segundo cambio de frecuencia de la segunda magnitud de pérdida en relación con una segunda magnitud de pérdida de referencia; y
 determinación (1517) del parámetro de hemograma basándose en el primer cambio de frecuencia y el segundo cambio de frecuencia.

40

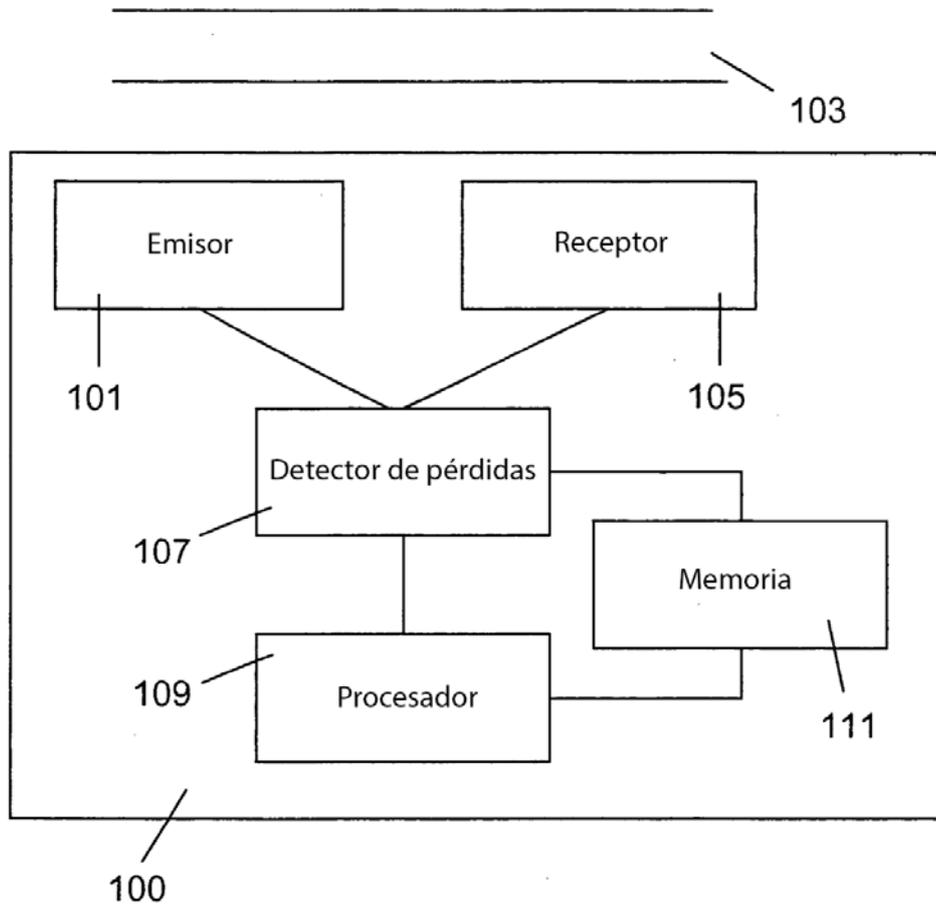


Fig. 1

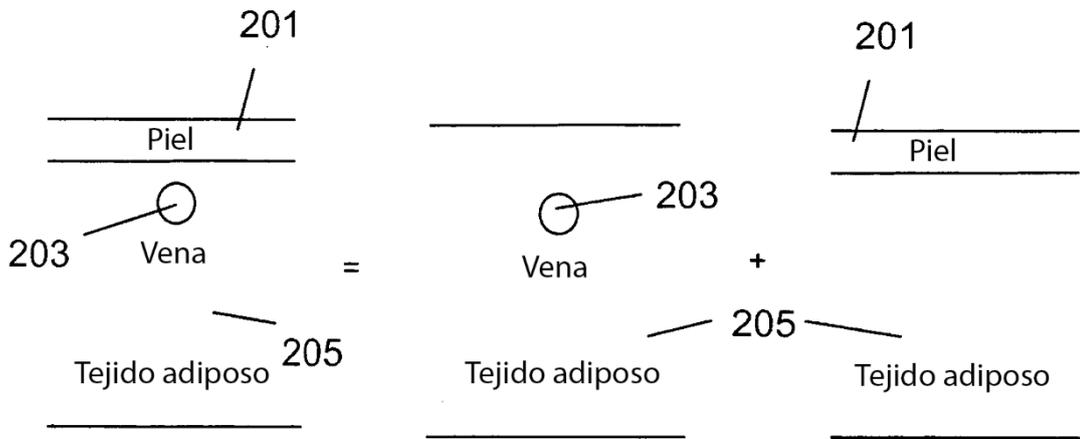


Fig. 2A

Fig. 2B

Fig. 2C

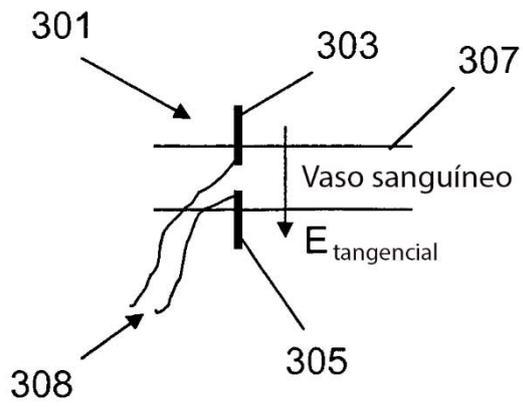


Fig. 3A

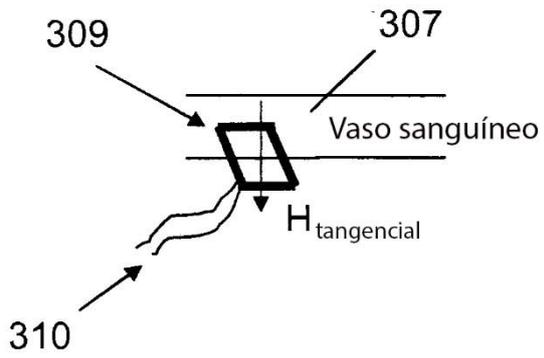


Fig. 3B

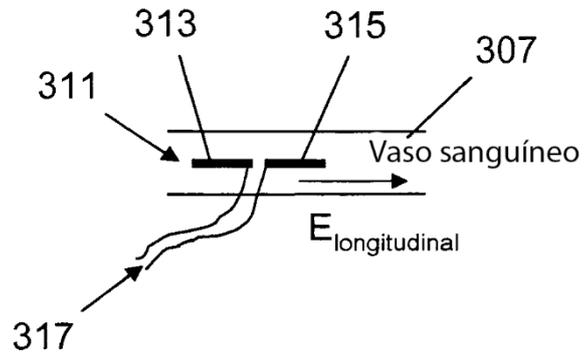


Fig. 3C

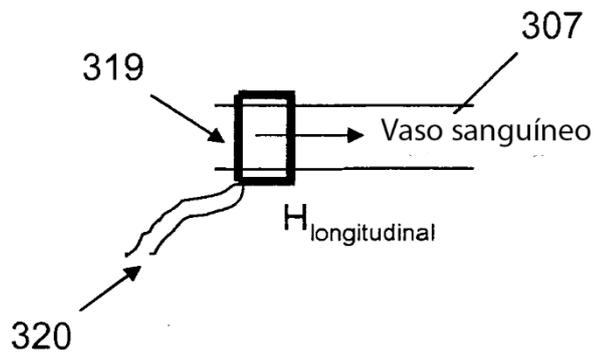


Fig. 3D

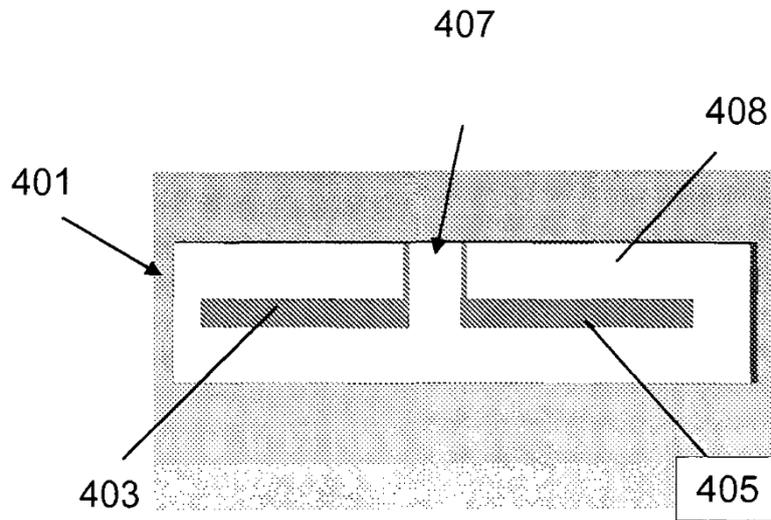


Fig. 4A

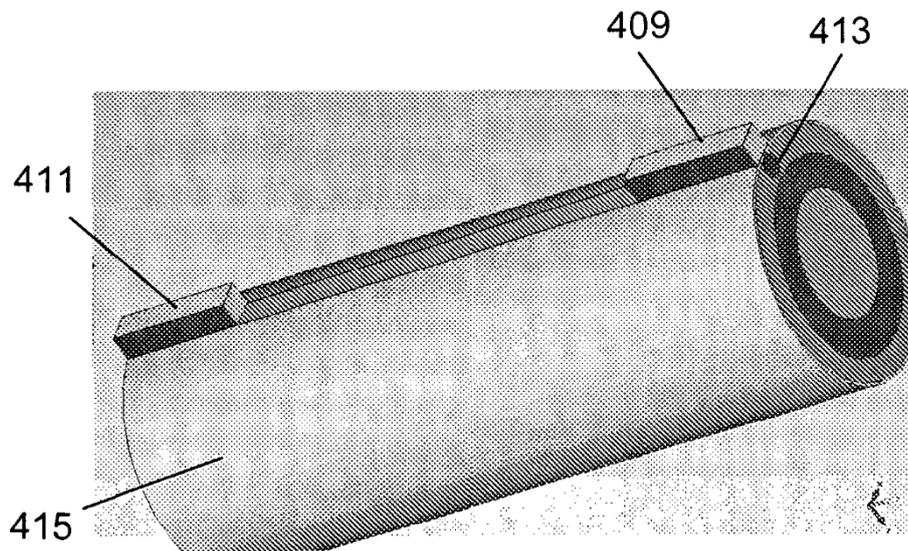


Fig. 4B

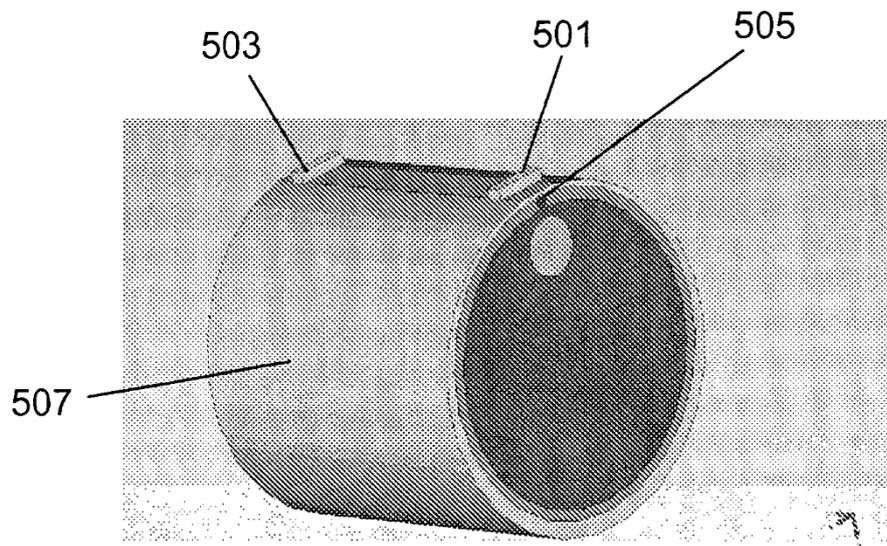


Fig. 5A

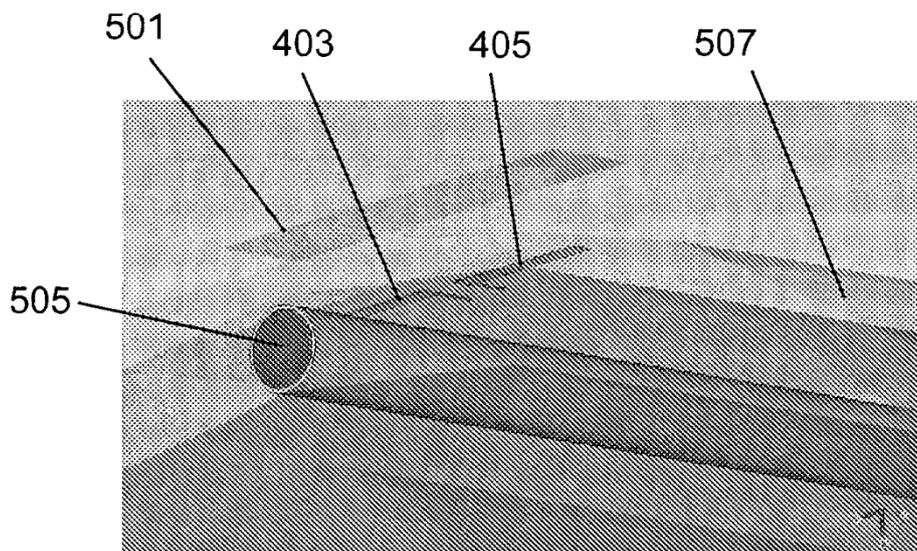


Fig. 5B

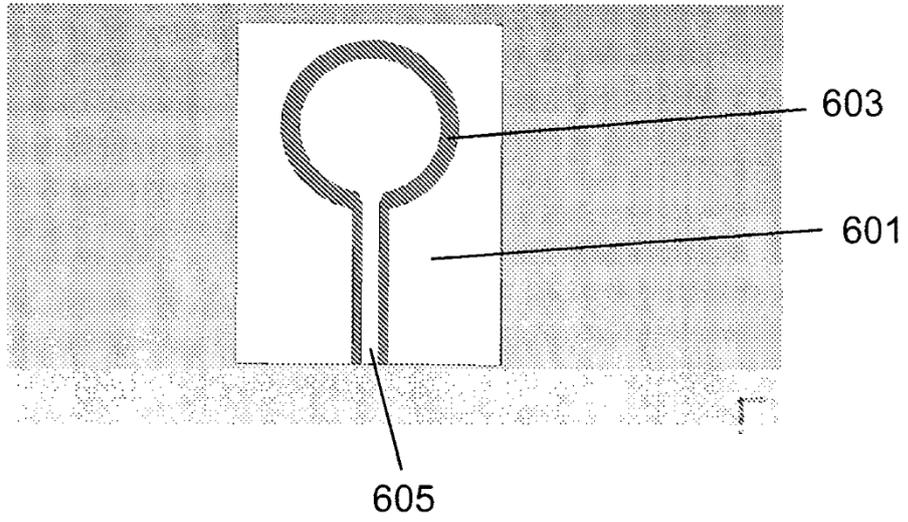


Fig. 6A

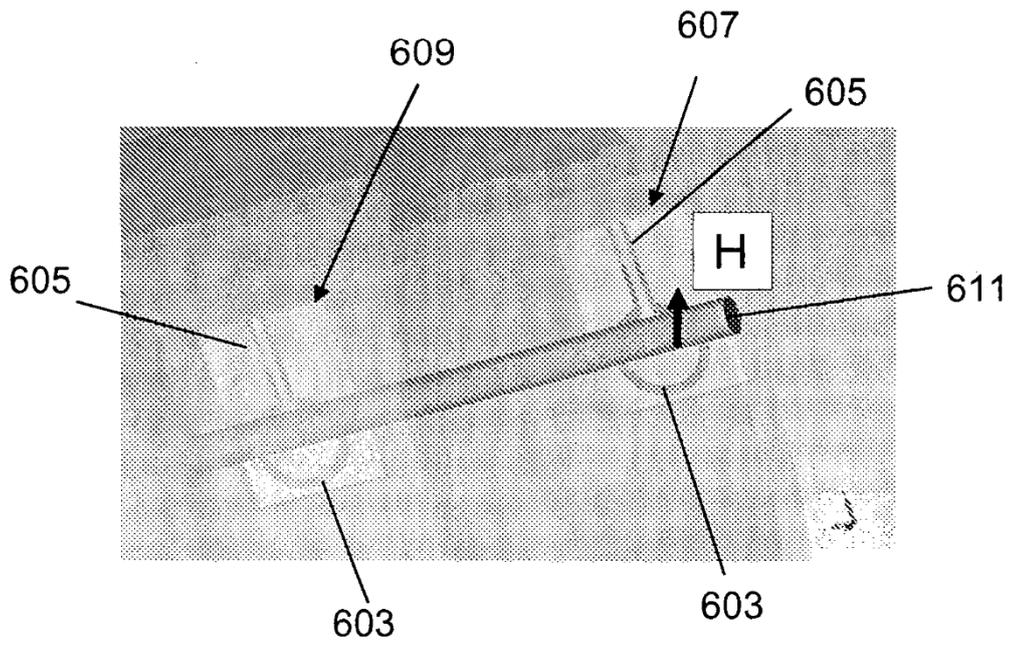


Fig. 6B

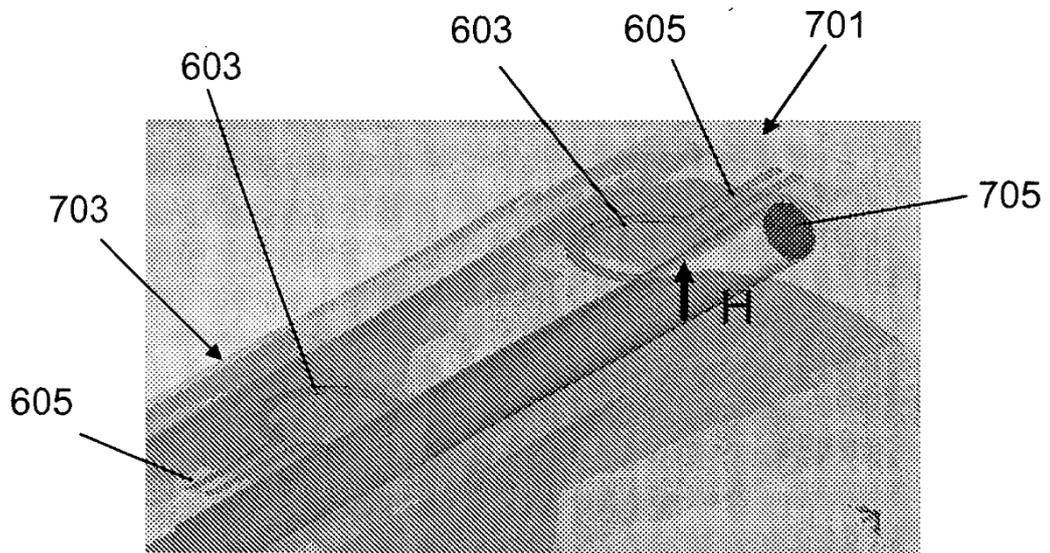


Fig. 7

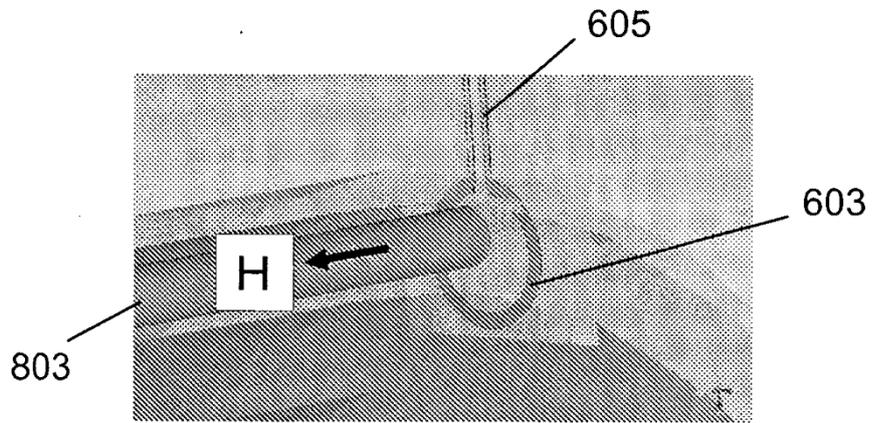


Fig. 8

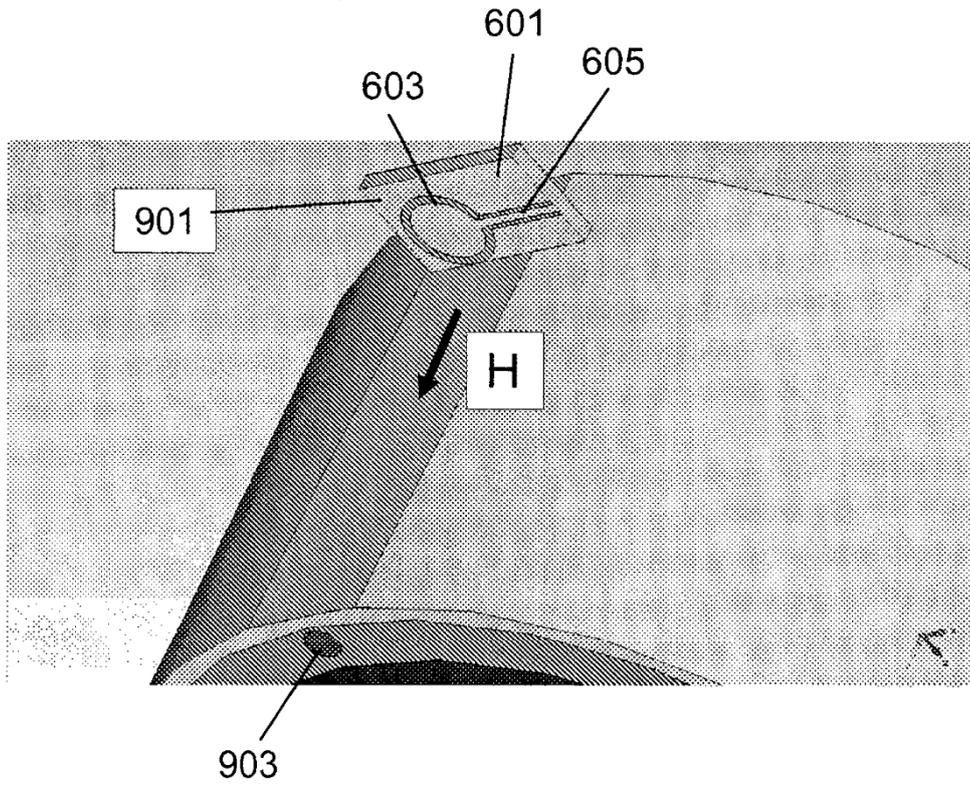


Fig. 9

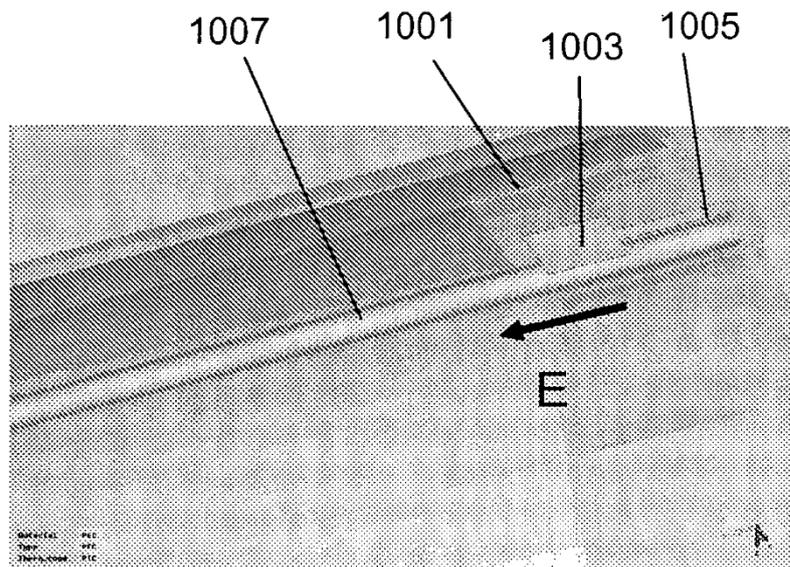


Fig. 10

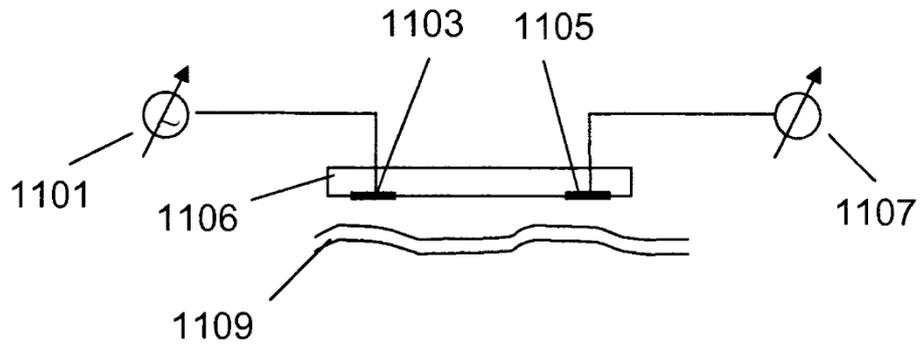


Fig. 11

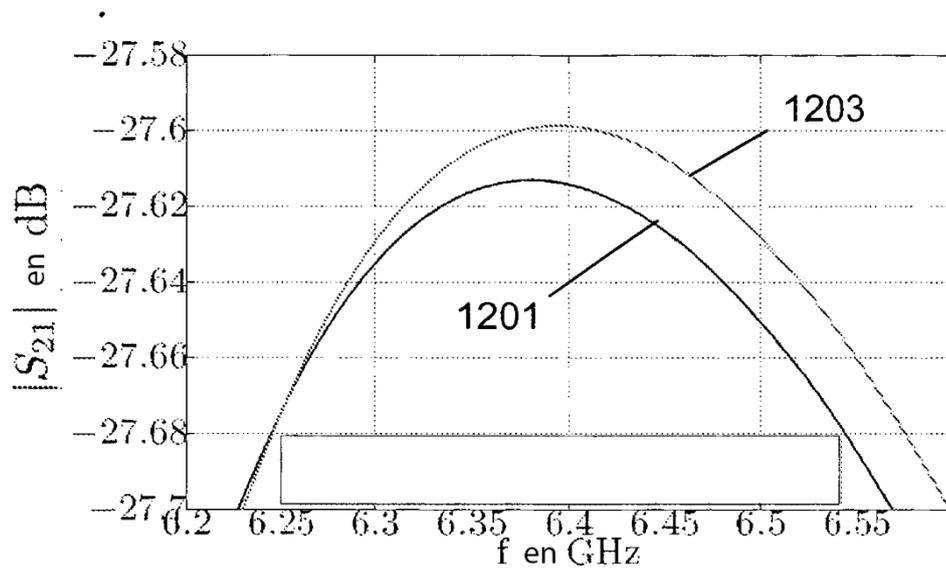


Fig. 12

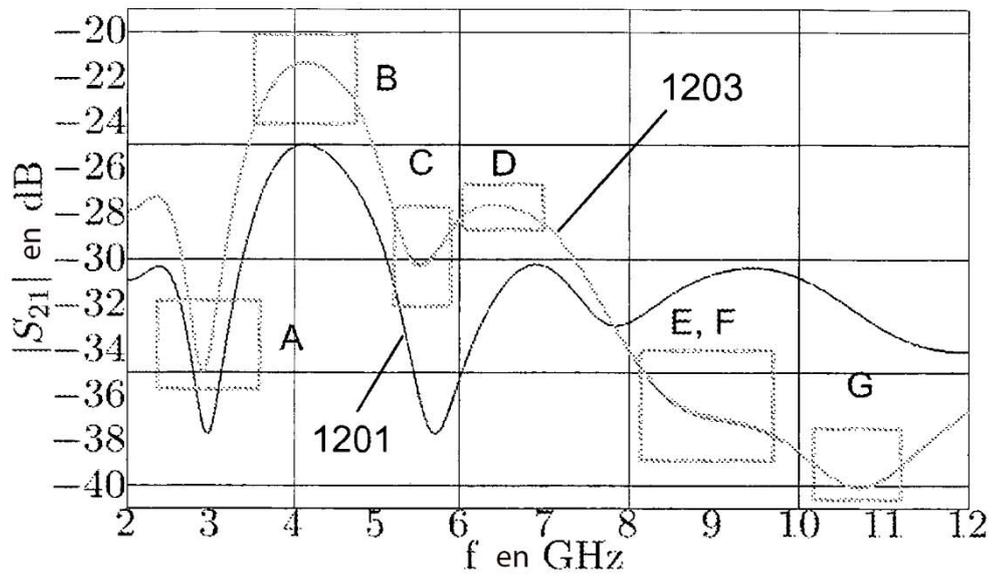


Fig. 13

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. 14

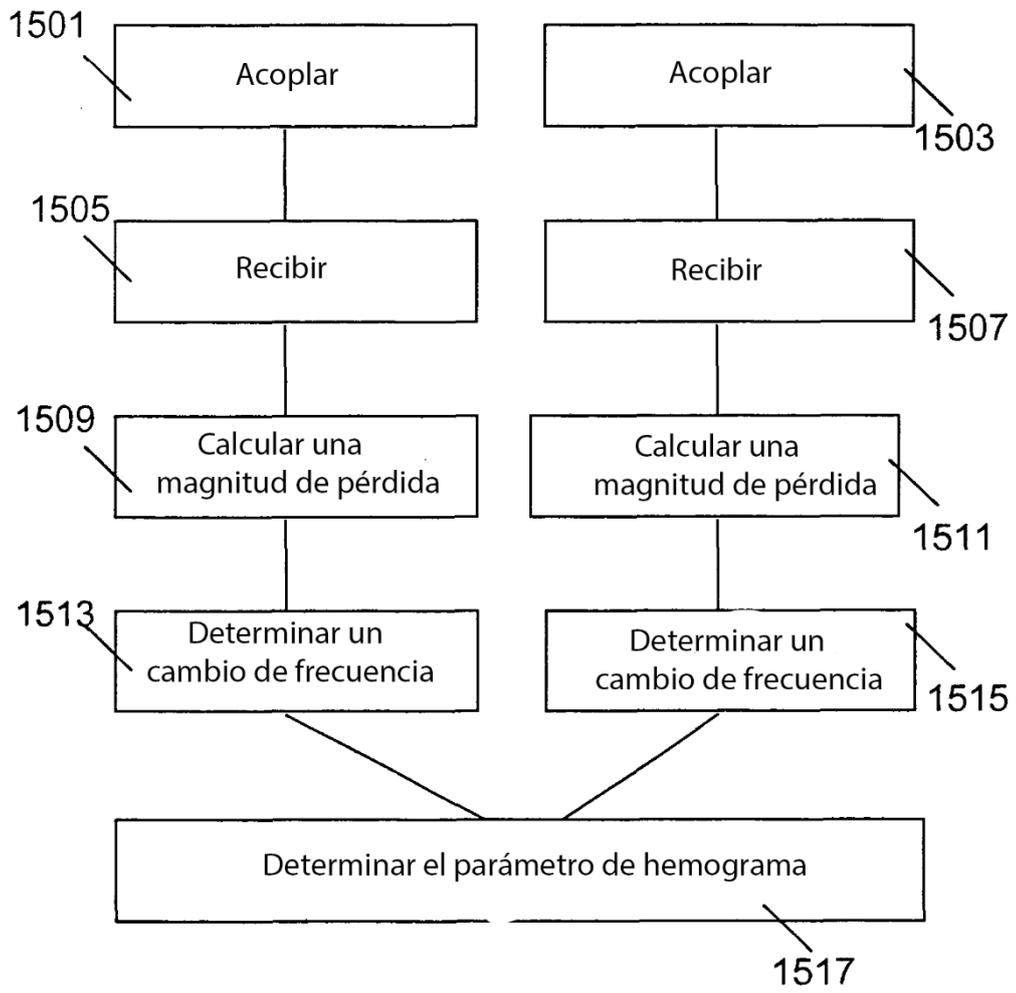


Fig. 15

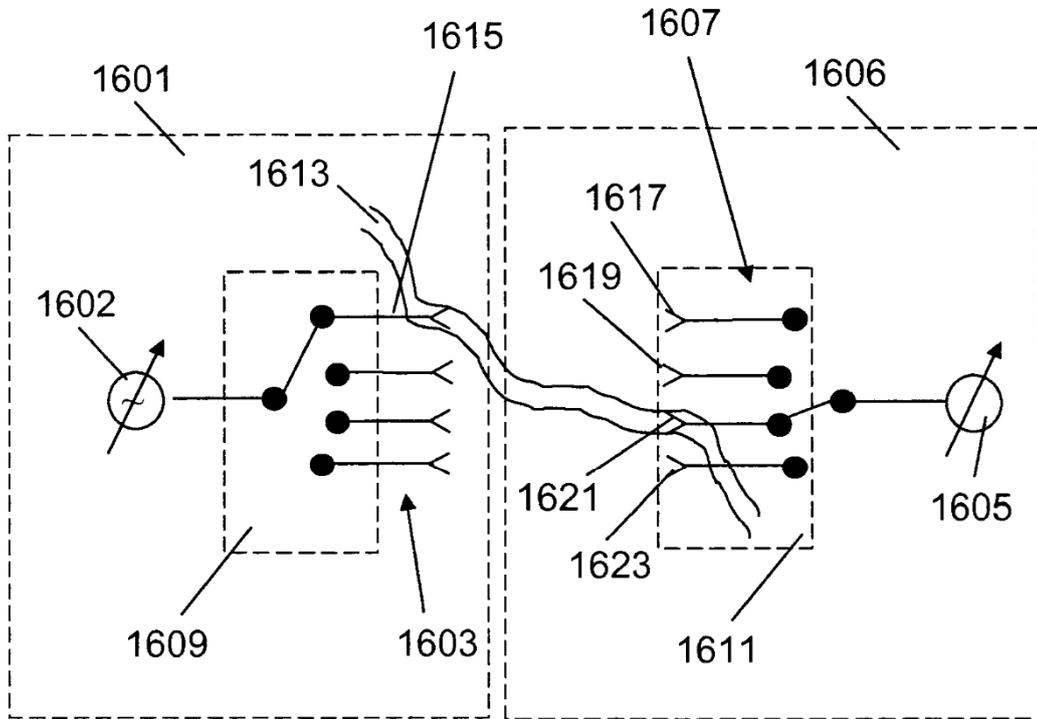


Fig. 16

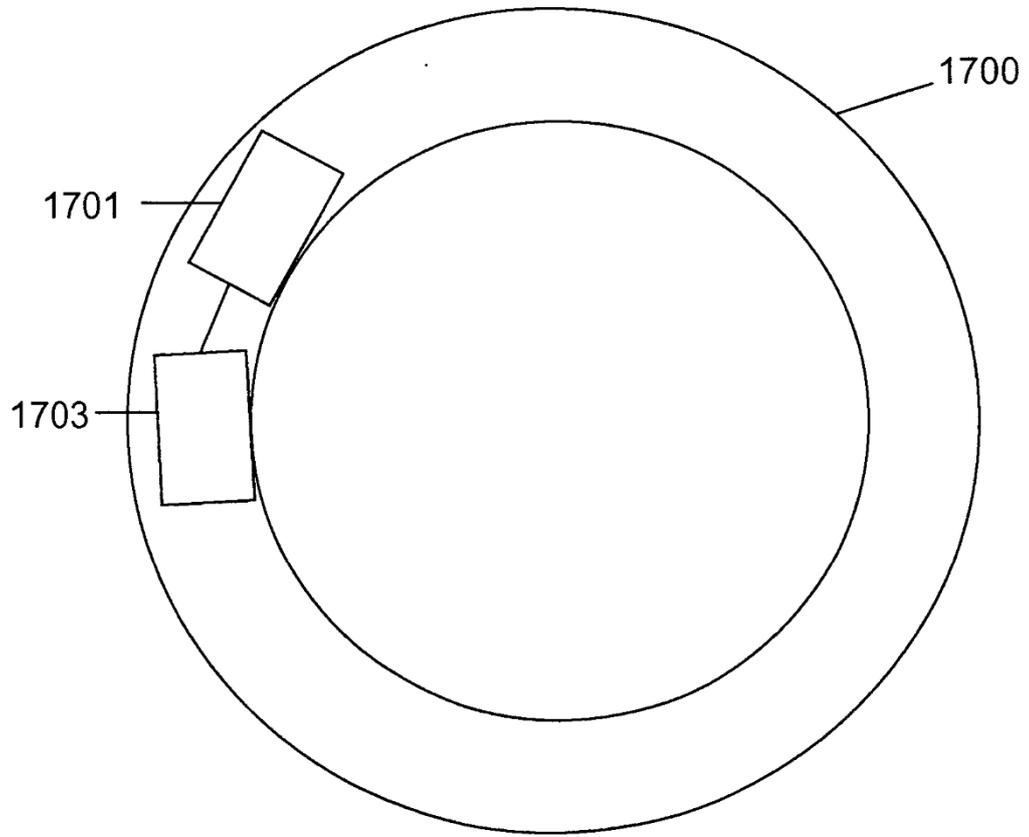


Fig. 17

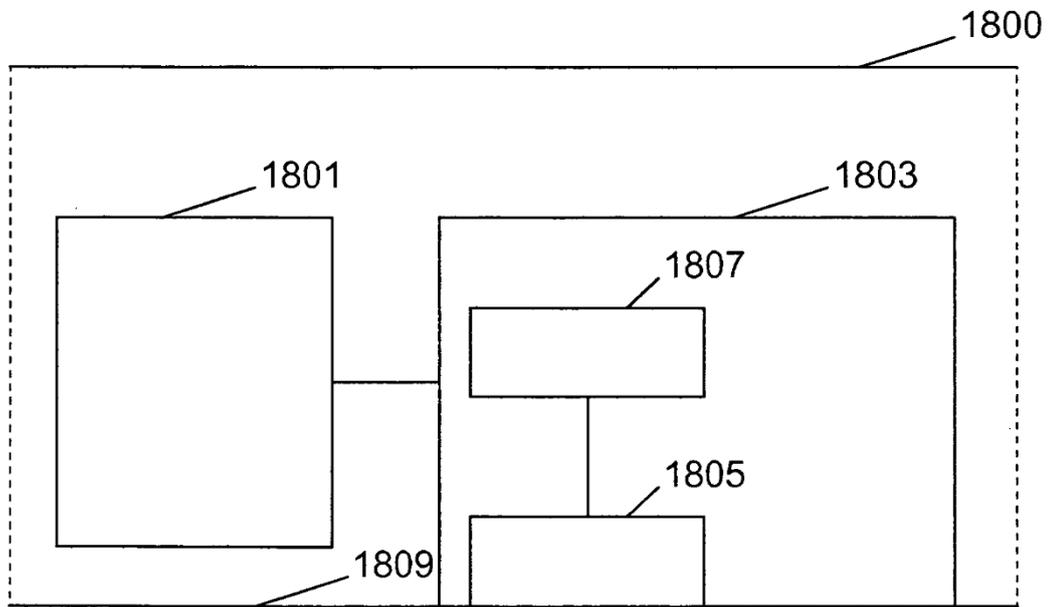


Fig. 18

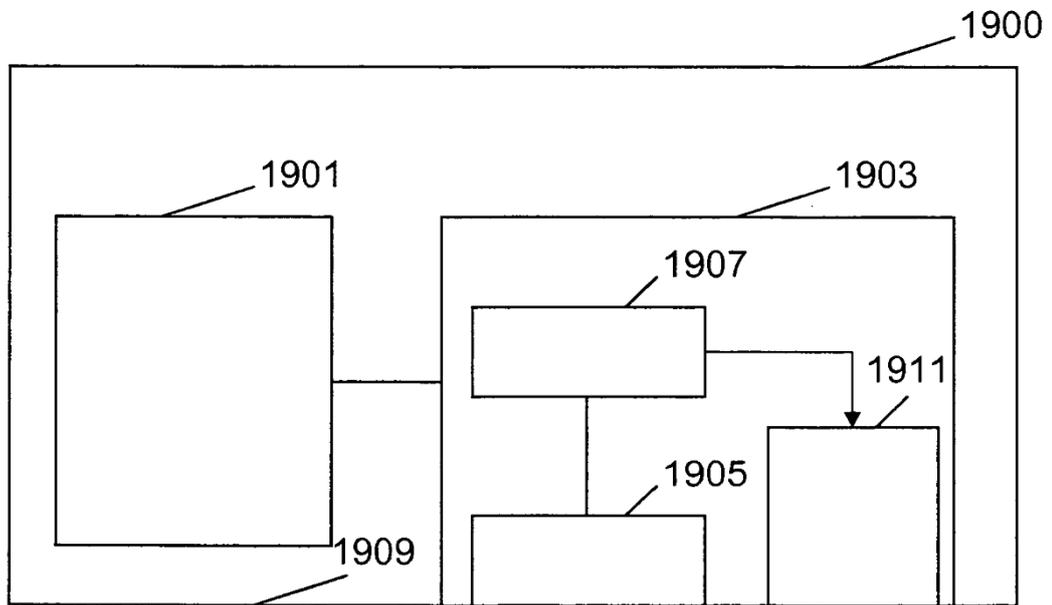


Fig. 19

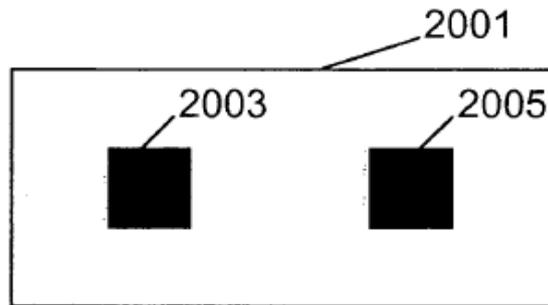


Fig. 20