

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 617 698**

51 Int. Cl.:

A61B 5/01 (2006.01)

A61B 5/053 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.01.2014 PCT/EP2014/000084**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.07.2014 WO2014114433**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.01.2014 E 14700544 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.11.2016 EP 2948048**

54 Título: **Medición continua no invasiva de las temperaturas del tejido basada en medidas de impedancia**

30 Prioridad:

22.01.2013 DE 102013000966
23.01.2013 US 201361755626 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
19.06.2017

73 Titular/es:

ZIMMER MEDIZINSYSTEME GMBH (100.0%)
Junkersstrasse 9
89231 Neu-Ulm, DE

72 Inventor/es:

ZIMMER, ARMIN

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 617 698 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

Medición continua no invasiva de las temperaturas del tejido basada en medidas de impedancia

La invención se refiere a un método para la medición directa no invasiva continua de las temperaturas en un tejido, preferiblemente a diferentes profundidades así como a un aparato, en particular para llevar a cabo dicho método.

5 Hasta ahora en medicina, si se quería medir la temperatura interna del cuerpo, esto se llevaba a cabo usualmente de manera invasiva, es decir, usando una aguja de medición o un sensor insertado debajo de la piel. Una desventaja de este método además de un cierto riesgo de infección era que esto estaba asociado con un dolor no despreciable.

10 Un aparato médico de medición se ha conocido a partir del documento EP 2 096 989 B1 que determina la impedancia bioeléctrica localmente con electrodos. En el documento EP 2 096 989 B1 se determina la frecuencia cardíaca y la amplitud de los impulsos con la ayuda de la impedancia bioeléctrica. A su vez, de acuerdo con el documento EP 2 096 989 B1, la temperatura corporal puede determinarse a partir de la amplitud del impulso. Una desventaja con el aparato de medición de acuerdo con el documento EP 2 096 989 B1 es que la temperatura del cuerpo no puede derivarse directamente sino que, por el contrario, siempre es necesaria una derivación de los valores de la sangre.

15 El documento US 6,236,886 B1 describe un método para la medición continua no invasiva de temperaturas en un tejido. Según US 6,236,886 B1 pueden detectarse cambios en la temperatura de los órganos internos debido a que los cambios de temperatura se acompañan de cambios en la conductividad del tejido.

El documento US 2003/179,808 A1 muestra un aparato no invasivo y un método para medir una temperatura de una parte de un cuerpo vivo que incluye una unidad de recepción de señales que recibe señales de ondas electromagnéticas emitidas desde la parte de un cuerpo vivo a medir.

20 Cualquiera de los documentos US 6,236,886 B1 o US 2003/179,808 A1 podría determinarse como el estado de la técnica más próximo.

Por lo tanto, el objeto de la invención es proporcionar un método y un aparato que superen los inconvenientes de la técnica anterior y, en particular, permita la determinación más exacta posible de la temperatura de manera simple y reproducible.

25 De acuerdo con la invención, este objeto se resuelve mediante un método para la medición continua y no invasiva de temperaturas en un tejido, donde una corriente es guiada al tejido por medio de al menos un electrodo de alimentación y una tensión causada por la corriente en el tejido se mide por medio de al menos un electrodo de medición y de esto se determina la resistencia o la impedancia de la magnitud de la impedancia del tejido a través de la cual fluye la corriente. La invención se caracteriza en que la corriente es una corriente alterna de frecuencia variable y la magnitud de una impedancia promedio sobre un rango de frecuencia, en donde el rango de frecuencia es de 330 kHz a 950 kHz.

30 El método descrito utiliza el hecho de que la resistencia o la impedancia o la magnitud de la impedancia del tejido aumenta o disminuye con la temperatura. Si se aplica una corriente, la tensión se correlaciona con la temperatura del tejido y la resistencia o la impedancia o la magnitud de la impedancia determinada a partir de estas cantidades es una medida directa para la temperatura que prevalece en la parte de tejido.

35 La determinación directa de la temperatura del tejido a partir de la medición de impedancia sin una determinación de los valores de sangre, como se describe por ejemplo en el documento EP 2 096 989 B1, tiene la ventaja de que incluso en partes de tejido con mala circulación es posible determinar la temperatura corporal.

40 Preferentemente, en el método según la invención, con el fin de evitar efectos galvánicos, se alimenta una corriente alterna como corriente en el tejido a través de los electrodos de alimentación que tienen una densidad de corriente en el intervalo de unos pocos microamperios a unos pocos miliamperios. El campo de potencial formado en el tejido depende entonces principalmente de la estructura y temperatura del tejido.

45 La tensión formada en el tejido como resultado del campo potencial se puede medir, por ejemplo usando electrodos de medición. La resistencia específica o la impedancia o la magnitud de la impedancia del tejido a través de la cual la corriente circula puede entonces calcularse a partir de la corriente suministrada y la tensión medida teniendo en cuenta la geometría de medición de los electrodos, donde la resistencia específica es el recíproco de la conductancia específica del tejido.

50 Para la resistencia específica se sostiene que $p_s = K \cdot U/I$, donde U es la tensión medida, I es la corriente suministrada y K es un factor geométrico que depende de la disposición de electrodos de los electrodos de medición y de los electrodos de alimentación. Los electrodos de alimentación y los electrodos de medición pueden proporcionarse en diversas disposiciones, por ejemplo

- una disposición Wenner

- una disposición Schlumberger
- un sistema de tres puntos,
- un sistema de doble dipolo
- una disposición Lee

5 En la disposición de los electrodos de alimentación y medición que preferiblemente consiste en un material no metálico, se prefiere una disposición de Wenner.

10 Con el fin de determinar la temperatura o la temperatura del tejido, se cubre un intervalo de frecuencias predefinido, en particular de 330 kHz a 1000 kHz con ayuda de un bucle de bloqueo de fase (PLL), se registra una curva de impedancia y al mismo tiempo, se calcula la variación de la resistencia y las pendientes de la curva resultante. También se pueden utilizar métodos matemáticos para determinar la temperatura del tejido

15 Con el fin de poder determinar la temperatura en la profundidad del tejido, en una realización desarrollada adicional puede proporcionarse al menos dos electrodos de alimentación y/o al menos dos electrodos de medición que tienen una distancia entre sí. Si la distancia es variada, la corriente penetra a una profundidad variable en el tejido. Los valores para la resistencia, la impedancia o la magnitud de la impedancia pueden determinarse de nuevo a partir de la tensión determinada para varias distancias. Estos valores de las resistencias, las impedancias o la magnitud de la impedancia pueden representar las temperaturas en tejidos profundos.

20 Si el valor absoluto de la temperatura se determina a partir de la determinación de la resistencia, la impedancia o la magnitud de la impedancia, es ventajoso determinar una temperatura de referencia independientemente por medio de un método de medición independiente, por ejemplo, un dispositivo sensor tal como un sensor de piel y/o un termómetro IR. Una resistencia determinada por medio del método de acuerdo con la invención, una impedancia o una magnitud de una impedancia o un perfil de impedancia se puede asignar a la temperatura de referencia determinada independientemente. Por lo tanto, un cierto valor de impedancia se correlaciona con un cierto valor de temperatura. Esto permite la asignación de una temperatura absoluta.

25 Preferiblemente, se suministra una corriente alterna como corriente. Sin embargo, también sería posible una corriente continua o una corriente continua pulsada. Para poder medir una impedancia dependiente de la frecuencia, la corriente aplicada es variable en frecuencia.

Mediante la temperatura de referencia, la resistencia, la impedancia o la magnitud de la impedancia o el perfil de impedancia pueden normalizarse o calibrarse en relación con la temperatura o puede realizarse un ajuste a cero.

30 Si se suministra una corriente variable en frecuencia, el rango de frecuencia sobre el cual se varía la corriente y la impedancia o la magnitud de la impedancia se determina de una manera dependiente de la frecuencia es un rango de unos pocos Hz a varios cientos de MHz, en particular el intervalo de 10 kHz a 1000 kHz, preferiblemente de 300 kHz a 1000 kHz.

35 Además del método, la invención proporciona también un aparato para la medición no invasiva de la temperatura del tejido. El aparato comprende al menos un electrodo de alimentación para suministrar una corriente a un tejido y al menos un electrodo de medición. Los electrodos de alimentación pueden consistir en materiales metálicos o también de materiales no metálicos, por ejemplo, sería posible fabricar los electrodos de alimentación a partir de acero inoxidable. Además de los electrodos de alimentación para suministrar la corriente, el aparato comprende al menos un electrodo de medición que también se puede fabricar a partir de un material metálico o no metálico. Los electrodos de medición pueden ser electrodos múltiples AgAgCl en forma, por ejemplo, de placas Ag-AgCl o electrodos simples AgAgCl, preferiblemente como electrodos adhesivos. Los electrodos AgAgCl no son adecuados como electrodos de alimentación como resultado de sus propiedades químicas.

40 Además de los electrodos de alimentación y los electrodos de medición, el aparato comprende además una unidad con la ayuda de la cual es posible determinar la resistencia o la impedancia o la magnitud de la impedancia o el perfil de impedancia en el tejido a través de la cual la corriente fluye desde la corriente suministrada y la tensión medida y luego determina la temperatura en el tejido desde la resistencia determinada o las impedancias determinadas o el perfil de impedancia determinado sobre la frecuencia. Con este fin, se determinan diversos valores de impedancia que se miden por variabilidad de frecuencia relativa a su impedancia.

45 El aparato de acuerdo con la invención comprende un generador de frecuencia variable mediante el cual se suministra la corriente. Un generador posible sería un generador sinusoidal sintonizable que tiene un rango de frecuencia de 300 kHz a 1000 kHz, que proporciona una corriente constante en el intervalo de unos pocos μ A a unos pocos mA. La grabación de los valores medidos se realiza a continuación en el intervalo mV, es decir, a una tensión <100 mV. Es particularmente preferible si el generador de frecuencia variable se basa en un circuito de microcontrolador. En una

realización de la invención se puede prever que el generador sintonizable sea en particular un generador que se pueda sintonizar mediante un bucle de bloqueo de fase (PLL).

Además de una señal sinusoidal que tiene una frecuencia, también son factibles otras señales periódicas tales como, por ejemplo, una señal rectangular o triangular que puede variar también en su frecuencia. Las formas de la curva distintas de las señales sinusoidales para la señal de alimentación tienen la ventaja de que otros armónicos se pueden configurar específicamente. Además de señales periódicas, también son posibles impulsos de corriente monofásicos.

Tal como se ha descrito anteriormente, se puede proporcionar un dispositivo de detección para ajuste de cero o calibración. Con la ayuda del dispositivo sensor es posible determinar una temperatura absoluta independientemente de la medida de impedancia, por ejemplo, la temperatura superficial de la piel. A este valor absoluto se le puede asignar nuevamente una impedancia que está presente a la temperatura absoluta de modo que los valores de impedancia se correlacionan con la temperatura, dado que se trata aquí de un método no invasivo, se proporcionan sensores de superficie que pueden aplicarse a la piel para este fin.

La invención se describirá con más detalle a continuación con referencia a realizaciones ejemplares.

En las figuras:

15 Las figuras 1a-1b muestran el principio de medición de la invención

La figura 2 muestra la disposición de electrodos de Wenner

La figura 3a muestra una familia de características para el aparato de acuerdo con la invención que muestra el perfil del valor $Z [\Omega]$ de impedancia para un ejemplo de medición para determinar la temperatura en función de la frecuencia $f [\text{Hz}]$ de la corriente alterna suministrada para varias temperaturas.

20 La figura 3b muestra la dependencia de la temperatura de la impedancia

La figura 4 muestra la estructura de un aparato de acuerdo con la invención

Las figuras 1a y 1b muestran el principio de medición del método. Los electrodos están, sin limitarse a esto, como se muestra en la figura 2, dispuestos de acuerdo con Wenner, es decir, dos electrodos de alimentación, 10.1, 10.2, mediante los cuales se alimenta una corriente I_2 dentro de un tejido 20 situado por debajo de los electrodos. Las líneas actuales causadas por la corriente dentro del tejido se caracterizan por el número de referencia 22. Como resultado del flujo de corriente a través del tejido 20, se forma un campo de potencial con líneas 24 de potencial y se determina una tensión 32 con la ayuda de los electrodos de medición 30.1, 30.2. A partir de la tensión medida, conociendo la corriente suministrada, se puede determinar la resistencia o la impedancia o la magnitud de la impedancia o un valor de impedancia que es una medida directa para la temperatura en el tejido, como se muestra a continuación.

30 La figura 1a muestra el suministro de corriente con la ayuda de una fuente 33 de tensión. Alternativamente, la figura 1b muestra el suministro con una fuente 35 de corriente. Los mismos componentes que en la figura 1a se caracterizan por los mismos números de referencia.

La figura 2 muestra una disposición especial de electrodos Wenner - sin limitarse a esto. En la disposición de electrodos de Wenner, los electrodos de alimentación E1, E2 deben ser igualados a los electrodos 10.1, 10.2 mostrados en la figura 1a, los electrodos de medición S1, S2 están designados por 30.1 y 30.2 en la figura 1a. La distancia entre los electrodos de alimentación E1, E2 está especificada por L , la distancia entre el electrodo de alimentación E1 y el electrodo de medición S1, así como los electrodos de medición S1 y S2 y el electrodo de medición S2 y el electrodo de alimentación E2 son siempre equidistantes como a . El factor geométrico K para la disposición de Wenner se obtiene entonces como $K = a$. Aunque se muestra aquí una disposición de electrodos de Wenner, también son posibles otras disposiciones de electrodos, tales como una disposición de Schlunberger, un sistema de tres puntos, un sistema de doble dipolo o una disposición de Lee. Los electrodos difieren sustancialmente por la colocación del electrodo y el factor geométrico K .

La figura 3a muestra una familia de características trazadas para el aparato de acuerdo con la invención que muestra el comportamiento del valor $Z [\Omega]$ de impedancia en función de la frecuencia $f [\text{Hz}]$ de la corriente alterna suministrada para diversas temperaturas. Como se puede ver en la figura 3, para cada temperatura T_1, T_2, T_3 se determina una característica específica 100.1, 100.2, 100.3 como una función de la frecuencia para la impedancia como se muestra en la figura 3, se obtiene así una familia de características de la impedancia $Z [\Omega]$ dependiente de la frecuencia dependiendo de la temperatura corporal T en Kelvin. El comportamiento $Z [\Omega]$ de la impedancia del tejido en el rango de frecuencia entre 330 kHz y 950 kHz es lineal con respecto a la temperatura del tejido a medir, es decir, las líneas para las temperaturas T_1, T_2 y T_3 son desplazadas paralelas entre sí y la distancia de las líneas para diferentes temperaturas es equidistante para diferentes frecuencias.

En el intervalo de frecuencia especificado de 330 kHz a 950 kHz, como se muestra en la figura 3b, esto tiene como resultado que se encuentra una relación lineal entre la temperatura y la impedancia en el intervalo de frecuencias especificado. La Figura 3b muestra esta relación lineal. Naturalmente, como resultado de la equidistancia de las curvas de la figura 3a, la relación lineal entre temperatura e impedancia también se aplica cuando la impedancia se determina para una frecuencia promedio en el intervalo de frecuencias especificado. La determinación de una impedancia sobre un intervalo de frecuencias promedio, por ejemplo, de 330 kHz a 950 kHz, es ventajosa puesto que un promediado posterior mejorará el resultado en la mayoría de los casos. Si la temperatura del cuerpo en el lugar observado cambia, por ejemplo, debido al suministro de calor, por ejemplo, durante un tratamiento térmico del tejido, la temperatura del tejido y, por tanto, la impedancia para una cierta frecuencia o un cierto rango de frecuencia o un aumento de frecuencia promedio. Como resultado de la linealidad de la impedancia $Z[\Omega]$ y la temperatura $\vartheta [^{\circ}\text{C}]$, como se muestra en la figura 3b, el aumento de temperatura $\Delta\vartheta$ se puede determinar a partir del aumento de la impedancia ΔZ .

Como resultado de este comportamiento, es posible llevar a cabo mediciones de temperatura no invasivas por la vía indirecta de la impedancia del tejido en el intervalo de 330 kHz a 950 kHz. La familia de características se determina mediante la cual, por ejemplo, una superficie de tejido o una muestra de piel se calienta a diferentes temperaturas por medio de un dispositivo de calentamiento, por ejemplo, una lámpara de calor. Con el fin de poder asignar temperaturas absolutas a los valores de impedancia, se pueden realizar mediciones de referencia. Una posible temperatura de referencia puede ser la temperatura superficial o la temperatura del oído del paciente. La temperatura superficial se puede medir, por ejemplo, con la ayuda de un sensor de superficie como referencia.

Si se realiza una medición especial, conociendo la familia de características descrita para las figuras 3a y 3b, se puede determinar la temperatura. La línea recta que se muestra en la figura 3b, que da la relación de impedancia y temperatura, es una medida directa para la temperatura. La frecuencia variable aumenta sustancialmente la precisión de medición del método, ya que se puede asignar un valor de impedancia promedio para un rango de frecuencia a un valor de temperatura. Este valor de impedancia promedio también varía linealmente con la temperatura de manera que un aumento de temperatura en el tejido puede ser detectado directamente a través de un aumento en el valor de impedancia. Se prefiere particularmente si el campo de parámetros mostrado en la figura 3a es un campo de parámetros Z-f estandarizado que puede usarse para todas las mediciones. La determinación de la temperatura se limita entonces a valores de lectura.

En la figura 4 se describe un diagrama esquemático del aparato para determinar la temperatura del tejido.

El aparato para uso con la invención comprende, por una parte, un convertidor U-I 200, con lo que se aplica una corriente, preferentemente una corriente constante, al tejido de un paciente 280 a través de los electrodos de alimentación 210.1, 210.2. La corriente que actúa sobre el tejido del paciente 280 conduce a la formación de un campo de potencial y por lo tanto a una tensión que puede determinarse por medio de los electrodos de medida 230.1, 230.2. La tensión recibida por los electrodos de medición 230.1, 230.2 es amplificada por el amplificador de medición y suministrado a un microcontrolador 300. En el microcontrolador se evalúa y calcula la impedancia dependiente de la frecuencia a partir de la corriente aplicada y de la tensión medida. La impedancia se muestra a su vez en una pantalla LCD 310 en función de la frecuencia. El microcontrolador 300 controla además el generador variable de frecuencia 320, que puede configurarse como un generador de PLL y cuya señal se convierte a través del convertidor U-I 200 en una corriente con amplitud constante que se suministra al paciente a través de los electrodos de alimentación 210.1, 210.2. Para fines de normalización y calibración, se puede prever que, además de la determinación electrónica y computacional de la temperatura del tejido mediante la tensión medida y la intensidad de corriente suministrada, se hace una medición de referencia, por ejemplo, con la ayuda de un sensor de piel 330 o una aguja de medición de temperatura 340, que puede registrar una temperatura dependiente de la profundidad en el tejido. El sensor de piel 330 es un tipo especial de sensor de superficie mientras que la aguja de medición de temperatura permite una medición dependiente de la profundidad. Ambos métodos de medición pueden utilizarse para fines de calibración y/o normalización. De acuerdo con la invención, se asigna un valor de impedancia promedio para el intervalo de frecuencias de 330 kHz a 950 kHz a un valor de temperatura.

Con el aparato de acuerdo con la invención, se proporciona por primera vez un aparato y un método que permiten determinar la temperatura corporal en una prueba de forma no invasiva directamente de una manera muy sencilla por medio de una simple medición de impedancia. El método y el aparato son adecuados para todas las áreas de obtención de temperatura, tales como grabaciones a largo plazo o supervisión o monitoreo de cabecera. Además, puede utilizarse en cuidados intensivos, en el funcionamiento y la operación de anestesia y en la terapia de tumores y en particular para vigilar la temperatura en terapias o aplicaciones en las que se aplica calor o frío a pacientes.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Método para la medición continua y no invasiva de temperaturas en un tejido, en donde se suministra una corriente al tejido (20) por medio de al menos un electrodo (10.1, 10.2) de alimentación y se mide una tensión (U) causada por la corriente (I) por medio de al menos un electrodo (30.1, 30.2) de medición y de esta se determina una magnitud de una impedancia del tejido (20) a través de la cual se determina la corriente, caracterizado porque
- la corriente es una corriente alterna de frecuencia variable en y una temperatura de tejido en el tejido se determina a partir de la magnitud de una impedancia promedio sobre el rango de frecuencia, en el que el intervalo de frecuencia es de 330 kHz a 950 kHz.
- 10 2. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque
- se determina una temperatura de referencia por medio de un método de medición y se asigna una cierta resistencia o una cierta magnitud de la impedancia.
- 15 3. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 2, caracterizado porque
- el método de medición realiza la determinación de la temperatura de referencia con ayuda de un dispositivo sensor, en particular un sensor (330) de piel y/o un termómetro IR.
- 20 4. El método de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque
- el método se lleva a cabo usando al menos dos electrodos de alimentación, un primer electrodo de alimentación y un segundo electrodo de alimentación, en donde el primer y el segundo electrodos de alimentación tienen una primera distancia entre sí y/o utilizan al menos dos electrodos de medición un primer electrodo de medición y un segundo electrodo de medición, en donde el primer y segundo electrodos de medición tienen una segunda distancia entre sí.
- 25 5. Procedimiento según la reivindicación 4, caracterizado porque
- se varía la primera distancia entre el primer y el segundo electrodos de alimentación y/o la segunda distancia entre el primer y el segundo electrodos de medición para determinar la temperatura del tejido a diversas profundidades.
- 30 6. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque
- se suministra una corriente en la gama de frecuencias por medio de un generador (320) variable en frecuencia.
- 35 7. Aparato para la medición continua y no invasiva de temperaturas en un tejido (20) que comprende:
- al menos un electrodo (10.1, 10.2) de alimentación para alimentar una corriente en un tejido;
 - al menos un electrodo (30.1, 30.2) de medición para medir la tensión producida por la corriente en el tejido,
- caracterizado porque
- el aparato comprende una unidad para determinar la magnitud de la impedancia del tejido (20) a través de la cual circula la corriente y la temperatura del tejido en el tejido desde una impedancia promedio en un intervalo de frecuencia de 330 kHz a 950 kHz, en donde el aparato comprende un generador (320) variable en frecuencia, en particular basado en un microcontrolador (300), adaptado para proporcionar una corriente en el intervalo de frecuencias predefinido de 330 kHz a 950 kHz.
- 40 8. El aparato de acuerdo con la reivindicación 7, caracterizado porque
- el aparato comprende un dispositivo para determinar una temperatura de referencia a la que se le asigna cierta resistencia o cierta magnitud de la impedancia.

9. Aparato según la reivindicación 8,
caracterizado porque
el dispositivo para la determinación de la temperatura de referencia es un dispositivo sensor, en particular un sensor (330) de piel y/o un termómetro IR.
- 5 10. El aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 7 a 9,
caracterizado porque
el generador de frecuencia variable es un generador sintonizable.
11. El aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 7 a 10,
caracterizado porque
- 10 el generador variable en frecuencia está adaptado para proporcionar una corriente monofásica de una corriente alterna que tiene diferentes formas de señal, en particular una forma rectangular, una forma triangular o una forma sinusoidal.
12. Uso de un método de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 6 para al menos uno de los siguientes propósitos:
- para grabación a largo plazo
 - para monitoreo o monitoreo de cabecera
- 15 - para cuidados intensivos
- para controlar la temperatura o el comportamiento de la temperatura.
13. Uso de un aparato según una de las reivindicaciones 7 a 11 para al menos uno de los siguientes propósitos:
- para grabación a largo plazo
 - para monitoreo o monitoreo de cabecera
- 20 - para cuidados intensivos
- para controlar la temperatura o el comportamiento de la temperatura.

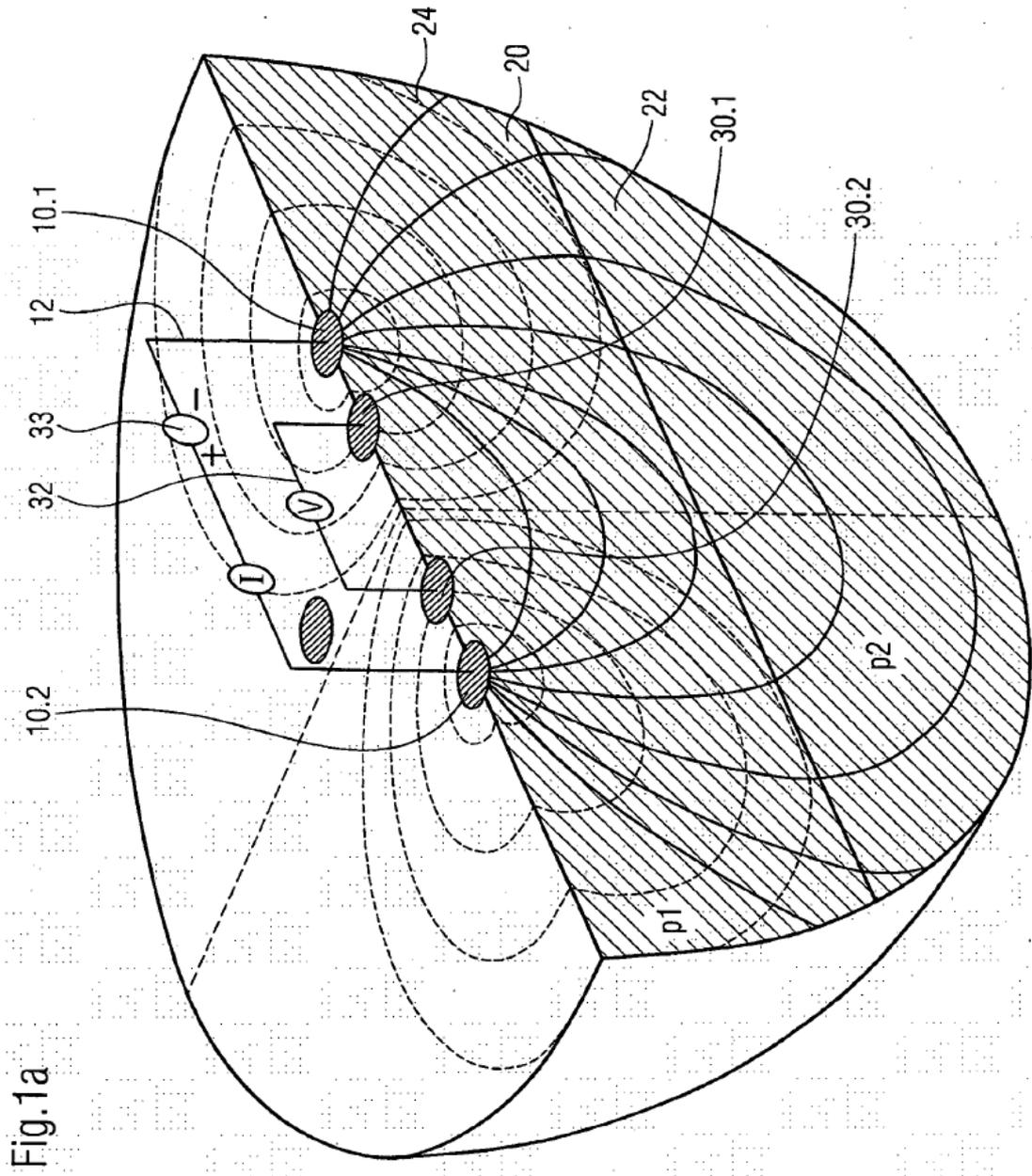


Fig. 1a

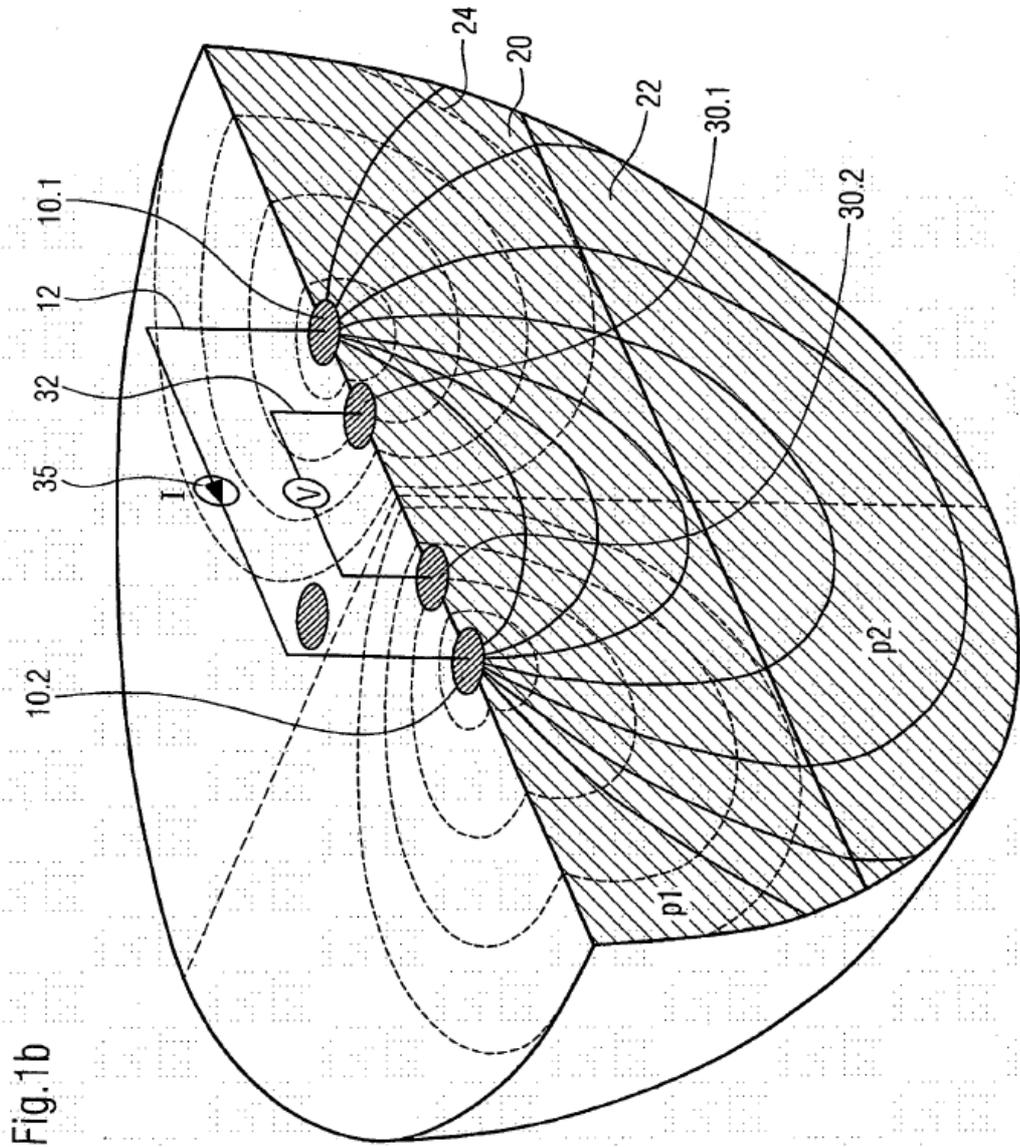


Fig.1b

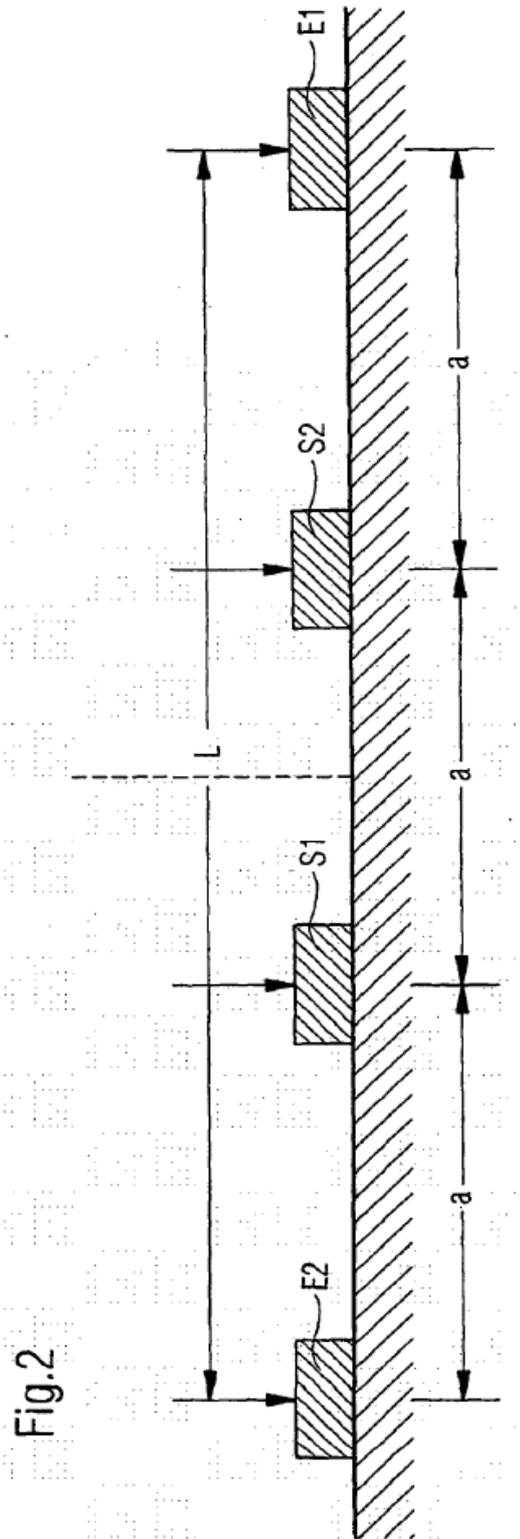


Fig. 2

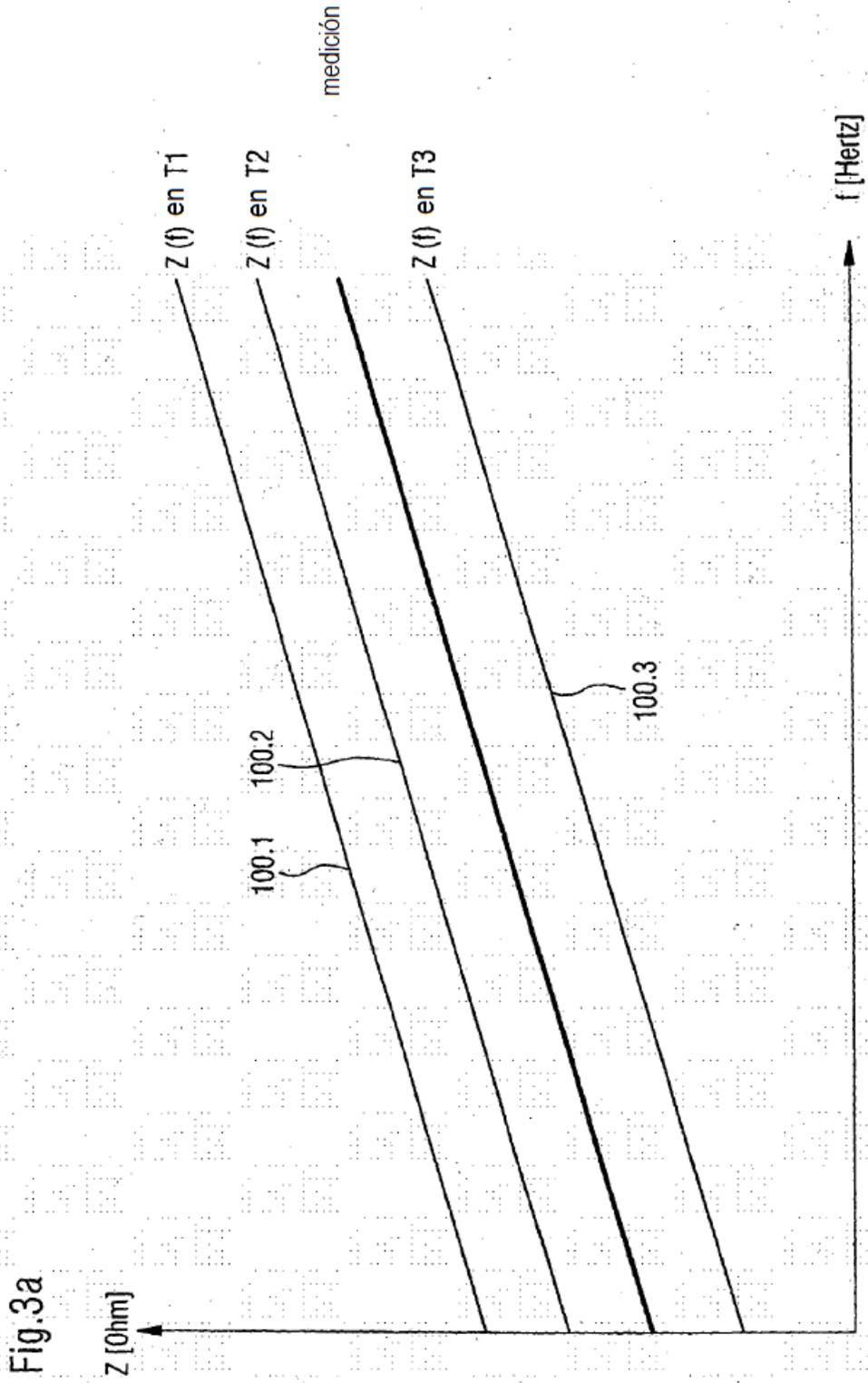


Fig.3a

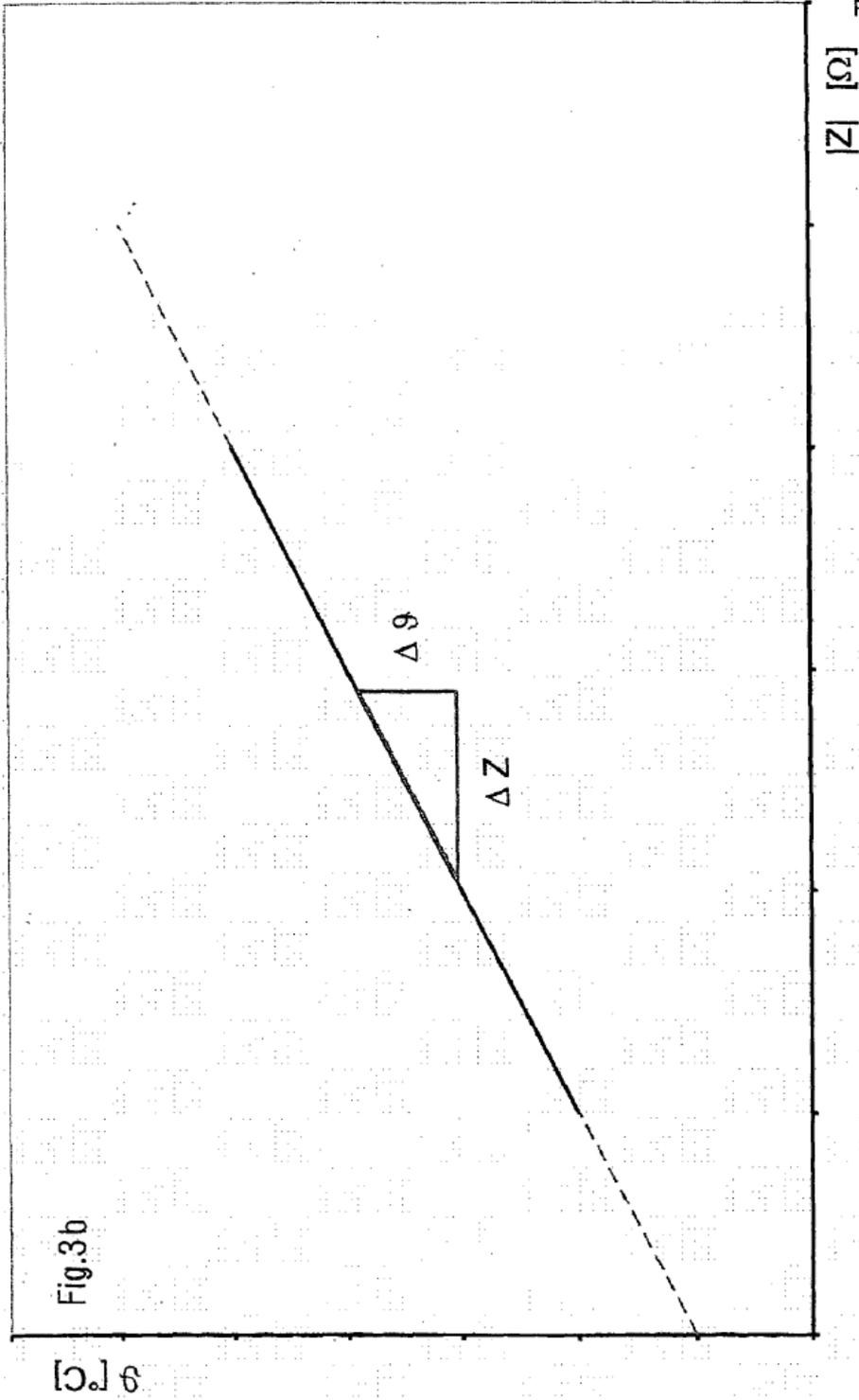
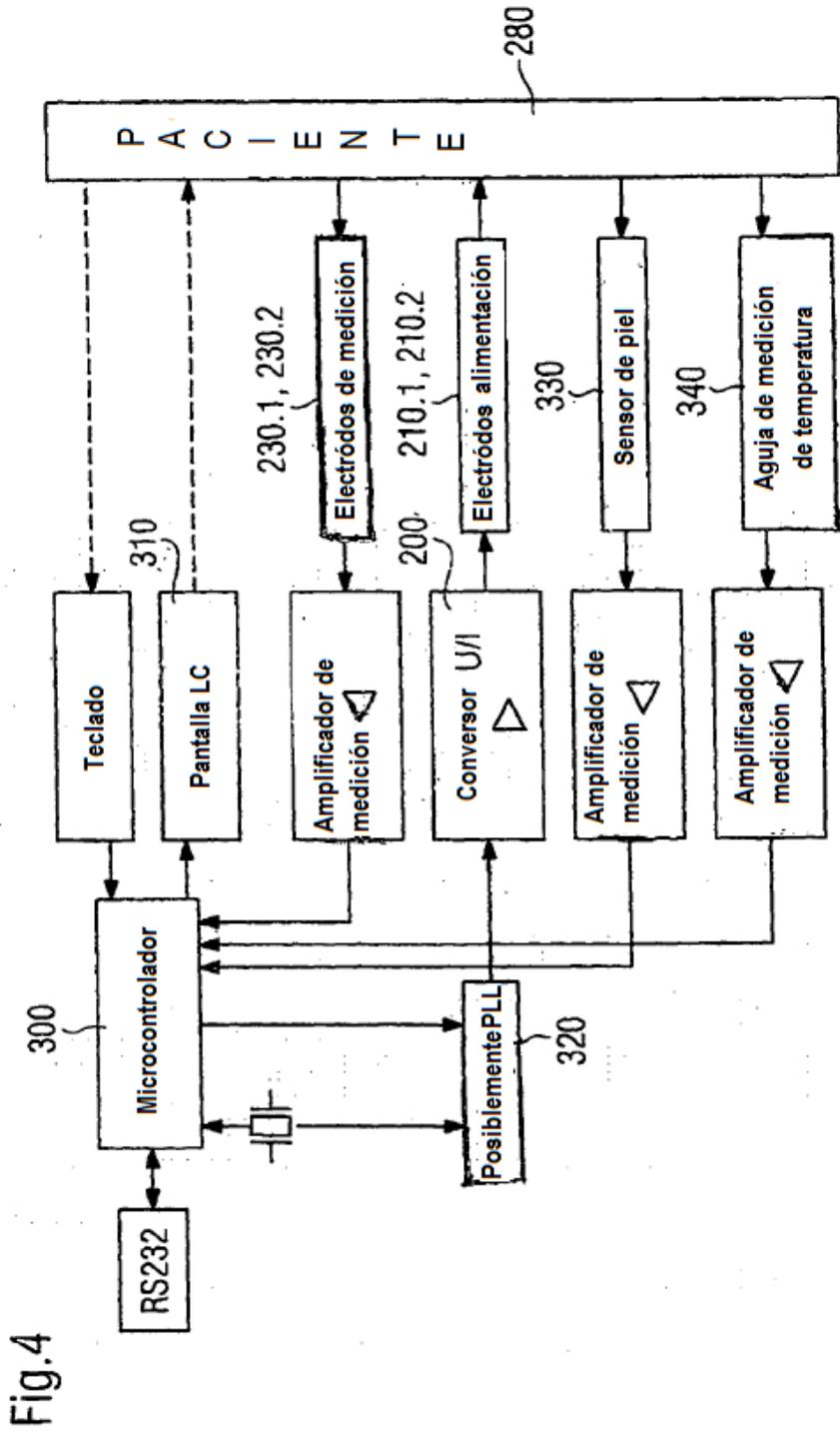


Fig.3b



PLL