



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 319 223**

51 Int. Cl.:
G01K 13/00 (2006.01)
G01K 1/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06004624 .0**
96 Fecha de presentación : **07.03.2006**
97 Número de publicación de la solicitud: **1703267**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.09.2006**

54 Título: **Termómetro clínico auricular.**

30 Prioridad: **14.03.2005 JP 2005-71350**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
05.05.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
05.05.2009

73 Titular/es: **Kabushiki Kaisha Bio Echo Net**
1-8 Nishi 15-chome Minami 10-jo
Chuo-ku, Sapporo, JP

72 Inventor/es: **Tanaka, Hideki**

74 Agente: **Durán Moya, Luis Alfonso**

ES 2 319 223 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

Termómetro clínico auricular.

5 Antecedentes de la invención

Esta invención se refiere, de modo general, a un termómetro que mide la temperatura de un objeto de manera que no haya contacto con el mismo y se refiere, más particularmente, a un termómetro clínico que mide la temperatura del tímpano al introducir un extremo de una sonda en el oído.

10 Por conveniencia para la explicación, se describirá a continuación haciendo referencia a las figuras 8 y 9 un típico termómetro clínico convencional de oído. La figura 8 es un diagrama de bloques esquemático de un termómetro clínico convencional de oído, que muestra su principio de funcionamiento. La figura 9 es una vista en sección longitudinal de una parte extrema de una sonda en un típico termómetro clínico convencional de oído. Tal como se muestra en
15 las figuras 8 y 9, una sonda (10) de un típico termómetro clínico convencional de oído utiliza una termopila (11). En general, una termopila crea una diferencia de potencial eléctrico (efecto Seebeck) debido a una diferencia de temperatura entre una conexión fría y una conexión caliente en la termopila. A efectos de utilizar la termopila como una sonda para medir la temperatura, es necesario efectuar una compensación de la temperatura ambiente (la temperatura del entorno), tal como se hace con un termopar. De esta manera, el termómetro clínico convencional de oído utiliza un
20 termistor (12).

Cuando la temperatura en un objeto que se está sometiendo a medición es igual a la temperatura en una conexión fría en la termopila (11), la salida desde la sonda (10) es nula (punto cero). Por otro lado, cuando la temperatura en un objeto que se está sometiendo a medición es mayor que la temperatura en una conexión fría en la termopila (11), la
25 salida desde la sonda (10) llega a ser en gran medida no lineal.

En el caso en que la sonda (10) mida la temperatura corporal, la salida desde la sonda (10) es de un nivel muy débil. Por consiguiente, es necesario que un amplificador (13) de señales amplifique la salida desde la sonda (10) hasta un nivel en el que se pueda aplicar un procesamiento de señales. Además, es necesario que un linealizador (14a) linealice
30 la salida no lineal. Por otro lado, debido a que la salida desde el termistor (12) es no lineal, un linealizador (14b) debe linealizar la salida desde el termistor (12).

Bajo condiciones estables de la temperatura del entorno, la temperatura en el termistor (12) es igual a la temperatura en una conexión fría en la termopila (11). Una señal linealizada a partir de la salida de la sonda (10) indica
35 una diferencia entre las temperaturas en el termistor (12) y en el objeto que se está sometiendo a medición. En consecuencia, es posible obtener la temperatura del objeto que se está sometiendo a medición al corregir la temperatura del entorno con un dispositivo (17) de conversión de temperaturas después de corregir la señal linealizada a partir de la salida de la sonda (10) con un dispositivo (15) de corrección de emi-
40 tancias y efectuar una compensación de la temperatura ambiente o una compensación de la temperatura de la conexión fría de la señal corregida y de la señal linealizada procedente del termistor (12) por un dispositivo de adición (16). Lo anterior se mostrará en una pantalla (18).

Dado que la termopila tiene una sensibilidad inestable para diferencias individuales, el voltaje de salida también es inestable, incluso si existe una cierta diferencia de temperatura. De esta manera, es necesario efectuar individualmente
45 un ajuste de sensibilidad (operación correctora) para una sonda que utiliza una termopila. Aunque una membrana de absorción infrarroja para la termopila (una parte -116- integrada con la membrana de absorción infrarroja y la conexión caliente en la figura 9) aumenta su temperatura por absorción de rayos infrarrojos, un envase de la termopila radia también rayos infrarrojos sobre la membrana de absorción infrarroja. En un método de utilización común, se considera que el envase está a la misma temperatura que un disipador de calor (sección de absorción de calor) en la
50 termopila. No obstante, cuando el envase se somete a un cambio brusco de temperatura debido a un factor externo, se producirá una diferencia de temperatura entre una parte delantera del envase y el disipador de calor de la termopila, y la sonda proporcionará a la salida transitoriamente un voltaje inestable.

Por consiguiente, para aplicar un cambio uniforme y moderado de temperatura a la sonda (10), tal como se muestra en la figura 9, se dispone una termopila (110) en un soporte (111) hecho de un metal con una conducción térmica satisfactoria (por ejemplo, aluminio) y se recubre el soporte (111) con una cubierta (114) para encerrar la termopila (110) con una capa (112) de aire y una resina (113) que sirven como material de aislamiento térmico. Un tubo metálico (115) está dispuesto en un lado frontal de la termopila (110) para reducir el efecto de la radiación térmica desde el
60 objeto que se está sometiendo a medición (cuerpo humano). El tubo metálico (115) está chapado en oro para reducir la emi-
tancia tanto como sea posible y para servir como guía de ondas. Aunque un semiconductor, un termistor, o similar se utiliza usualmente como sensor para compensar la temperatura de la conexión fría, el termistor se ha utilizado comúnmente debido a su bajo coste de fabricación y su alta precisión.

En el caso en que el acoplamiento térmico entre la conexión fría en la termopila y el termistor sea malo, se produce
65 una diferencia de temperatura y es imposible efectuar una medición precisa. Un termistor (no mostrado) está montado en un cuerpo envolvente junto con la termopila para mejorar el acoplamiento térmico entre un disipador de calor de la conexión fría de la termopila y el termistor. Dado que una constante B (característica térmica de resistencia, es decir, una constante para indicar un cambio de un valor de resistencia obtenido a partir de las temperaturas en dos

puntos cualesquiera) es inestable, incluso si cualquiera de los termistores tiene el mismo estándar, es difícil mantener la precisión dentro de un amplio intervalo de la temperatura del entorno. Por ejemplo, en el caso en que un termistor en un termómetro clínico electrónico mida la temperatura corporal en un intervalo de 34 a 42°C, la precisión del termistor se puede mantener en un intervalo de 8°C. No obstante, en el caso en que un intervalo de la temperatura del entorno en la termopila se ajuste para estar en un intervalo de 5 a 40°C, la precisión del termistor se debe mantener en un intervalo de 35°C ($40 - 5 = 35$).

Una estructura de la sonda (10) mostrada en la figura 9 produce una diferencia de temperatura entre la termopila (110) y un extremo distal de la sonda (10) durante un aumento de la temperatura del entorno. La sonda (10) generará un error positivo, dado que la temperatura en el extremo distal de la sonda (10) es mayor que la que tiene la termopila (110). La sonda (10) produce una diferencia de temperatura entre la termopila (110) y el extremo distal de la sonda (10) durante una disminución de la temperatura del entorno. La sonda (10) generará un error negativo, dado que la temperatura en el extremo distal de la sonda (10) es menor que la que tiene la termopila (110). A efectos de reducir dichos errores, la cubierta (114) cierra la termopila (110) para disminuir el efecto de un cambio de temperatura. No obstante, un sobredimensionado del soporte metálico (111) está limitado debido al objeto que se está sometiendo a medición. Una acción contra los errores debidos al cambio de la temperatura del entorno tiene en cuenta una corrección de la salida de la sonda al calcular un régimen de cambio por unidad de tiempo con respecto al termistor en el envase de la termopila, reduciendo de esta manera los errores.

Un primer objetivo de la presente invención es dar a conocer un termómetro clínico de oído que puede eliminar el efecto debido a un cambio de temperatura del entorno durante un período corto de tiempo y que no genera un error debido a un cambio de la temperatura del entorno.

Un termistor se usa para compensar la temperatura en una conexión fría en una termopila utilizada en un termómetro clínico por infrarrojos. Aunque es fácil ajustar las características de los termistores en un intervalo limitado de temperaturas, tal como es el caso en el que el termistor se utiliza en un termómetro clínico electrónico, será difícil ajustar las características en un amplio intervalo de temperaturas en el caso en que el termistor se utiliza en un termómetro clínico. En consecuencia, un segundo objetivo de la presente invención es dar a conocer un termómetro clínico de oído que puede asegurar la precisión dentro de un amplio intervalo de la temperatura del entorno.

La termopila requiere una operación correctora para mantener la precisión, dado que la termopila tiene grandes diferencias individuales. Una operación correctora de la termopila provocará un alto coste de fabricación. En consecuencia, un tercer objetivo de la presente invención es dar a conocer un termómetro clínico de oído que puede que no requiera ninguna operación correctora o que puede conseguir una corrección muy simplificada en comparación con un sistema de termopila.

Cuando un termómetro clínico convencional de oído mide la temperatura corporal en un entorno de temperatura más baja, una sonda del termómetro enfriará el conducto auditivo externo. Aunque la primera vez la precisión de la medición será considerablemente satisfactoria, es probable que las indicaciones de medición sean inferiores después de una segunda vez o posteriormente, si no se utiliza mucho tiempo. Por consiguiente, los valores medidos en el termómetro clínico convencional de oído serán inestables debido al efecto de temperatura del entorno. En consecuencia, un cuarto objetivo de la presente invención es dar a conocer un termómetro clínico de oído que puede eliminar indicaciones inestables debidas al efecto de temperatura del entorno.

El documento U.S.A. número 6.059.452 A da a conocer un termómetro de oído con una sonda que comprende un único elemento de (alto) aislamiento térmico hecho de una resina. Un cable conductor del termistor está embebido dentro del elemento de aislamiento térmico. Un termistor de responsividad rápida está montado en el extremo giratorio del cable conductor del termistor, en el extremo distal de la sonda.

Características de la invención

Un termómetro clínico de oído de acuerdo con la presente invención está definido en la reivindicación 1. Un segundo elemento de alto aislamiento no sirve para absorber el calor en un conducto auditivo externo por la sonda durante la medición de la temperatura corporal.

Preferentemente, el segundo elemento de alto aislamiento térmico está estrechado hacia delante y está dotado en un extremo distal con una superficie cóncava. La parte extrema giratoria del cable conductor fino del termistor está puentada sobre la superficie cóncava del segundo elemento de alto aislamiento para quedar al descubierto por encima de dicha superficie cóncava. La superficie cóncava del segundo elemento de alto aislamiento térmico está trabajada preferentemente de manera que tiene un acabado especular. La superficie cóncava tiene el efecto de reflejar rayos infrarrojos al termistor.

La constante de tiempo térmica del termistor de responsividad ultrarrápida es preferentemente 1 segundo o menos, para acortar un período de tiempo de medición.

Un interruptor analógico con una serie de terminales está dispuesto preferentemente en un lado de salida de un circuito de una fuente de energía en un circuito de medición de temperaturas para corregir errores en dicho circuito de medición.

Según la presente invención, el intervalo de temperaturas en el que el termistor puede mantener la precisión es sólo un intervalo de la temperatura corporal a medir y no es necesario mantener la precisión del termistor en todo el intervalo de la temperatura del entorno a medir, tal como es el caso de un termómetro clínico convencional de oído que utiliza la termopila. Por consiguiente, la sonda de la presente invención no está sometida al efecto del cambio de la temperatura del entorno (cambio de temperatura durante un período corto de tiempo), es decir, no se presenta el llamado fenómeno “de calentamiento excesivo” en la sonda. El circuito de medición de temperaturas en el termómetro clínico de oído de la presente invención puede estar más simplificado que un circuito convencional de medición de temperaturas que utiliza una termopila. Se puede facilitar el trabajo de montaje del termómetro clínico de oído de la presente invención cuando se fabrica en serie y la configuración externa del cuerpo del termómetro clínico no está limitada, dado que la sonda tiene un tamaño muy pequeño.

Breve descripción de los dibujos

Se considera que las características de la presente invención son nuevas y se expone el elemento característico de la presente invención con particularidad en las reivindicaciones adjuntas. Las figuras tienen sólo objetivo ilustrativo y no están dibujadas a escala. La propia invención, no obstante, tanto por la organización como por el método de funcionamiento, se puede comprender mejor con referencia a la descripción detallada que sigue, tomada en conjunto con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en sección longitudinal de una parte extrema de una sonda en un termómetro clínico de oído de acuerdo con la presente invención;

la figura 2 es una vista en alzado frontal de la parte extrema de la sonda según la línea (II-II) en la figura 1;

la figura 3 es una vista en sección similar a la figura 1, que ilustra una modificación de la parte extrema de la sonda mostrada en la figura 1;

la figura 4 es una vista explicativa, esquemática, en la que la parte extrema de la sonda del termómetro clínico de oído, según la presente invención, está insertada en el oído;

la figura 5 es un gráfico que muestra una constante de tiempo térmica de un termistor;

la figura 6 es un gráfico que muestra resultados de temperaturas corporales medidas por el termómetro clínico de oído según la presente invención;

la figura 7 es un diagrama de bloques de un circuito de medición de temperaturas en el termómetro clínico de oído según la presente invención;

la figura 8 es un diagrama de bloques esquemático de un termómetro clínico convencional de oído, que muestra el principio de funcionamiento del termómetro; y

la figura 9 es una vista en sección longitudinal de una parte extrema de una sonda en un termómetro clínico convencional de oído.

Descripción detallada de las realizaciones preferentes

Al explicar la realización preferente de la presente invención, se hará referencia en esta descripción a las figuras 1 a 7 de los dibujos, en las que numerales semejantes hacen referencia a características similares de la invención. Las características de la invención no se muestran necesariamente a escala en los dibujos.

Haciendo referencia a continuación a las figuras 1 a 7, se explicará en lo que sigue una realización de un termómetro clínico de oído de acuerdo con la presente invención. Las figuras 1 y 2 muestran una estructura de una sonda (20) en un termómetro clínico de oído de acuerdo con la presente invención. En la sonda (20), un segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) hecho de un material de resina está conectado a un extremo distal de un primer elemento de aislamiento térmico (210) por medios de acoplamiento convencionales (por ejemplo, soldadura, adhesivos, encaje a presión, acoplamiento con tornillos, o similar). El segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) está estrechado hacia delante desde una parte acoplada al primer elemento de aislamiento térmico (210) hasta una superficie extrema (221). Una cubierta de protección (230) envuelve el primer elemento de aislamiento térmico (210) y el segundo elemento de alto aislamiento térmico (220). Un cable conductor fino (240) del termistor está embebido en el primer elemento de aislamiento térmico (210) y en el segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) de manera que una parte extrema giratoria (241) del cable (240) está puenteada sobre la superficie (221) del segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) para quedar al descubierto por encima de la superficie (221). Un termistor de responsividad ultrarrápida (250) está montado sustancialmente en el centro de la parte extrema giratoria (241) del cable conductor fino (240) del termistor. Aunque un termistor (12) (ver la figura 8) para ser utilizado en un termómetro clínico convencional de oído tiene un diámetro de 1 mm y una longitud de 2 a 3 mm, el termistor (250) para ser utilizado en el termómetro clínico de oído de la presente invención es, por ejemplo, un cubo que tiene un lado de 0,3 mm.

Preferentemente, la superficie (221) del segundo elemento de alto aislamiento térmico (220), tal como se muestra en la figura 3, toma la forma de una configuración cóncava para mejorar el efecto de reflexión de rayos infrarrojos sobre el termistor (250). Es posible mejorar además el rendimiento de reflexión trabajando la superficie cóncava (221) de manera que tenga un acabado especular.

La figura 4 muestra una posición de medición de la sonda (20) en el termómetro clínico de oído de la presente invención cuando la sonda (20) está insertada en el conducto auditivo externo (1). Un extremo de la sonda (20) está conformado preferentemente en forma de una configuración en la que una parte intermedia de la sonda (20) contacta estrechamente con la entrada del conducto auditivo externo (1), y el espacio entre el extremo distal de la sonda (20) y el tímpano (2) llega a ser tan pequeño como sea posible.

Los factores que determinan la temperatura del termistor (250) incluyen un aumento de temperatura en el cable conductor fino (240) del termistor y en el propio termistor (250) debido a una radiación directa de rayos infrarrojos, a una conducción térmica directa del aire en el conducto auditivo externo y a una conducción térmica directa debido a la sonda (20) introducida en el conducto auditivo externo. Es necesario que el extremo distal de la sonda (20) no afecte a la temperatura en el conducto auditivo externo (1) cuando la sonda (20) está insertada en el conducto auditivo externo (1). De esta manera, el segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) y la cubierta de protección (230) sirven para reducir dicho efecto.

La figura 5 es una vista explicativa que define una constante de tiempo térmica. La constante de tiempo térmica representa un período de tiempo en el que cuando el termistor (250) que se mantiene a cualquier temperatura (T_1) es introducido súbitamente en un entorno a temperatura ambiente (T_2), el termistor (250) cambia desde la temperatura (T_1) hasta la temperatura objetivo (T_2). De modo general, la constante de tiempo térmica es un período de tiempo (X) que alcanza el 63,2% (-Y-) de una diferencia de temperatura (ΔT) entre las temperaturas (T_1) y (T_2) ($\Delta T = T_2 - T_1$). El termistor (250) para ser utilizado en la presente invención es un termistor de responsividad ultrarrápida que tiene una constante de tiempo térmica en el aire de 1 segundo o menos (preferentemente, 0,1 segundo o menos).

La figura 6 es un gráfico que representa un cambio de temperatura en un termistor cuando la sonda (20) mostrada en la figura 1 ó 2 mide temperaturas corporales. En la figura 6, el eje de ordenadas indica la temperatura ($^{\circ}\text{C}$) mientras que el eje de abscisas indica el tiempo transcurrido (segundos). En este caso, la constante de tiempo térmica del termistor montado en la sonda (20) es 1 (un) segundo y el período de tiempo para medir la temperatura está dentro de 10 (diez) segundos. Para medir la temperatura en un período corto de tiempo, es preferente que la constante de tiempo térmica en el aire del termistor (250) sea aproximadamente 0,1 segundo. De esta manera, esto puede acortar el tiempo de medición en 1 a 2 segundos.

Dado que el sistema de conversión V-F que se ha utilizado, de modo general, en un termómetro clínico electrónico convencional necesita mucho tiempo para medir aunque tenga una alta precisión, es imposible aprovecharse de una alta velocidad de respuesta de la sonda (20) al utilizar el sistema de conversión V-F. En consecuencia, el termómetro clínico de oído de la presente invención adopta un sistema de circuito de medición de temperaturas, por ejemplo, el sistema mostrado en la figura 7. Este sistema de circuito de medición de temperaturas utiliza una unidad microcontroladora (MCU) (30) que contiene un convertidor AD (31) y un procesador (32) de señales de control. La MCU que contiene el convertidor AD está ampliamente disponible en la actualidad y, en particular, la MCU que contiene el convertidor AD de diez bits está fácilmente disponible y a bajo precio. Un “(Vref)” indica un voltaje de referencia de una fuente de energía para el convertidor AD (31) y un valor límite de escala de un valor de conversión AD. En el caso de un convertidor AD contenido en una MCU, el (Vref) se ajusta usualmente para que sea igual a un voltaje de una fuente de energía para la MCU. Las siguientes ecuaciones (1), (2) y (3) expresan voltajes en derivación (V_1), (V_2) y (V_3) del voltaje de referencia (Vref) de una fuente de energía en un circuito (40) de una fuente de energía. (R_1), (R_2), (R_3), (R_4), (R_{ref}) y (R_{th}) indican las resistencias en el circuito (40) de una fuente de energía, respectivamente. (P_1), (P_2) y (P_3) indican los terminales respectivos en un interruptor analógico (50).

$$P_1 : V_1 = R_2 / (R_1 + R_2) \times V_{ref} \quad (1)$$

$$P_2 : V_2 = R_3 / (R_3 + R_4) \times V_{ref} \quad (2)$$

$$P_3 : V_3 = R_{th} / (R_{th} + R_{ref}) \times V_{ref} \quad (3)$$

En este caso, (V_2) > (V_3) > (V_1).

Los factores de error incluyen un error de desplazamiento en un amplificador operacional (OP) (60) y un error de ganancia (GE) en dicho amplificador operacional (60). Un convertidor AD de diez bits contenido en la MCU utiliza un sistema de comparación secuencial y está sometido significativamente a un error tal como un error de desplazamiento AD. Los valores de conversión AD están indicados por A_1 , A_2 y A_3 , respectivamente, cuando son conmutados los terminales (P_1), (P_2) y (P_3) respectivos en el interruptor analógico (50). Cuando N indica un grado de amplificación en el amplificador operacional (60), los valores de conversión AD respectivos para (V_1), (V_2) y (V_3) están expresados por las siguientes ecuaciones (4), (5), (6) y (7).

$$A_1 = V_1 + N \times GE \times \text{error de desplazamiento OP} + \text{error de desplazamiento AD} \quad (4)$$

ES 2 319 223 T3

$$A_2 = (\text{error de desplazamiento OP} + V_2 - V_1) \times N \times \text{GE} + \text{error de desplazamiento AD} \quad (5)$$

$$A_3 = (\text{error de desplazamiento OP} + V_3 - V_1) \times N \times \text{GE} + \text{error de desplazamiento AD} \quad (6)$$

$$A_2 - A_1 = (V_2 - V_1) \times N \times \text{GE} \quad (7)$$

Dado que los (V_1) , (V_2) y N son conocidos, el GE se puede obtener por la siguiente ecuación (8).

$$\text{GE} = (A_2 - A_1) / N (V_2 - V_1) \quad (8)$$

Si un ciclo de corrección del circuito designa un funcionamiento que lee los valores de conversión AD en los terminales (P1) y (P2) respectivos en el interruptor analógico (50), el ciclo será $A_3 - A_1 = (V_3 - V_1) \times N \times \text{GE}$. Es posible eliminar el error de ganancia (GE) del amplificador operacional (OP) (60), dado que el GE se obtiene por el ciclo de corrección del circuito. Una vez medida la temperatura, la MCU (30) puede efectuar el ciclo de corrección de los terminales (P1) y (P2), medir a continuación el terminal (P3), eliminar los factores de error de los valores medidos y obtener la temperatura del termistor a partir de una tabla almacenada en la MCU. Lo anterior se presentará en una pantalla (70) como la temperatura corporal.

El termómetro clínico de oído de la presente invención se puede aplicar a animales, así como a seres humanos.

Aunque la presente invención se ha descrito en particular, junto con una realización preferente específica, es evidente que muchas alternativas, modificaciones y variaciones estarán claras para los expertos en la técnica a la luz de la descripción anterior. Por lo tanto, se contempla que las reivindicaciones adjuntas abarcan cualquiera de dichas alternativas, modificaciones y variaciones en la medida que estén incluidas dentro del verdadero alcance de la presente invención tal como se define por las reivindicaciones adjuntas.

De esta manera, una vez descrita la invención, se reivindica lo siguiente.

REIVINDICACIONES

1. Termómetro clínico de oído que incluye una sonda (20), que comprende: un elemento de aislamiento térmico (210, 220) hecho de un material de resina; una cubierta de protección (230) que envuelve el elemento de aislamiento térmico (210, 220); un cable conductor fino (240) del termistor, embebido en el elemento de aislamiento térmico (210, 220); y un termistor de responsividad ultrarrápida (250) montado sustancialmente en el centro de una parte extrema giratoria (241) de dicho cable conductor fino (240) del termistor; estando situada dicha parte extrema giratoria (241) en un extremo distal de dicha sonda; **caracterizado** porque dicho elemento de aislamiento térmico (210, 220) comprende un primer elemento de aislamiento térmico (210) hecho de un material de resina y un segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) hecho de un material de resina; teniendo dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) una propiedad de aislamiento mejor que la de dicho primer elemento de aislamiento (221); estando conectado dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) a un extremo distal de dicho primer elemento de aislamiento térmico (210); y estando embebido dicho cable conductor fino (240) del termistor tanto en dicho primer elemento de aislamiento térmico (210) como en dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico (220).

2. Termómetro clínico de oído, según la reivindicación 1, en el que dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico está estrechado hacia delante y está dotado en un extremo distal con una superficie cóncava (221), y en el que dicha parte extrema giratoria (241) de dicho cable conductor fino del termistor está puenteada sobre dicha superficie cóncava (221), y en el que dicha parte extrema giratoria (241) de dicho cable conductor fino (240) del termistor está puenteada sobre dicha superficie cóncava (221) de dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) para quedar al descubierto por encima de dicha superficie cóncava (221).

3. Termómetro clínico de oído, según la reivindicación 2, en el que dicha superficie cóncava (221) de dicho segundo elemento de alto aislamiento térmico (220) está trabajada de manera que tiene un acabado especular.

4. Termómetro clínico de oído, según la reivindicación 1, en el que una constante de tiempo térmica de dicho termistor de responsividad ultrarrápida (250) es 1 segundo o menos.

5. Termómetro clínico de oído, según la reivindicación 4, en el que una constante de tiempo térmica de dicho termistor de responsividad ultrarrápida (250) es 0,1 segundo o menos.

6. Termómetro clínico de oído, según la reivindicación 1, que incorpora además un circuito de medición de temperatura con una unidad microcontroladora (30), un convertidor analógico a digital, un procesador (32) de señales de control y un circuito (40) de una fuente de energía, en el que un interruptor analógico (50) que tiene una serie de terminales (P1, P2, P3) está dispuesto en un lado de salida de dicho circuito (40) de una fuente de energía.

Fig. 1

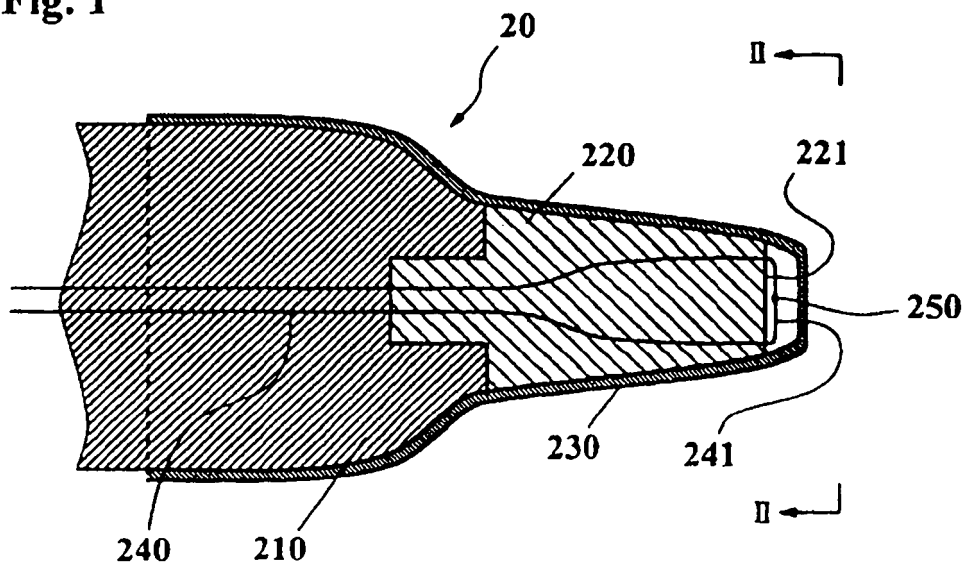


Fig. 2

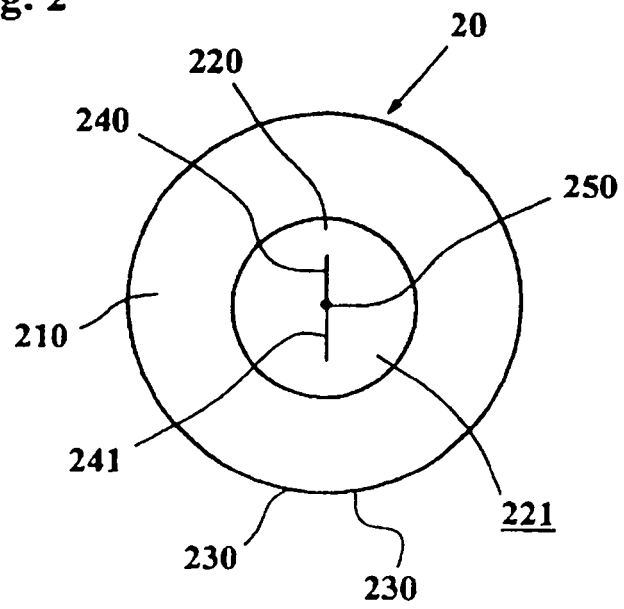


Fig. 3

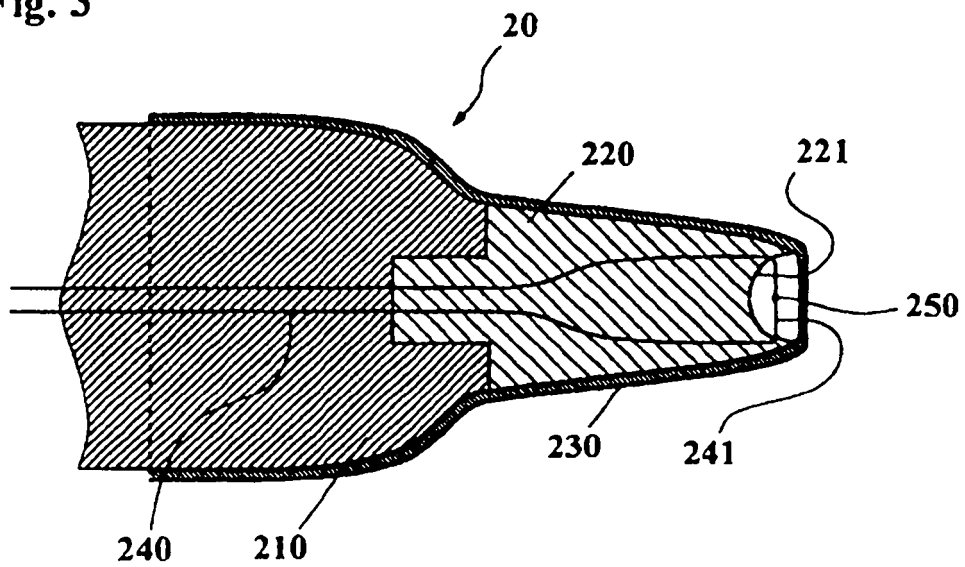


Fig. 4

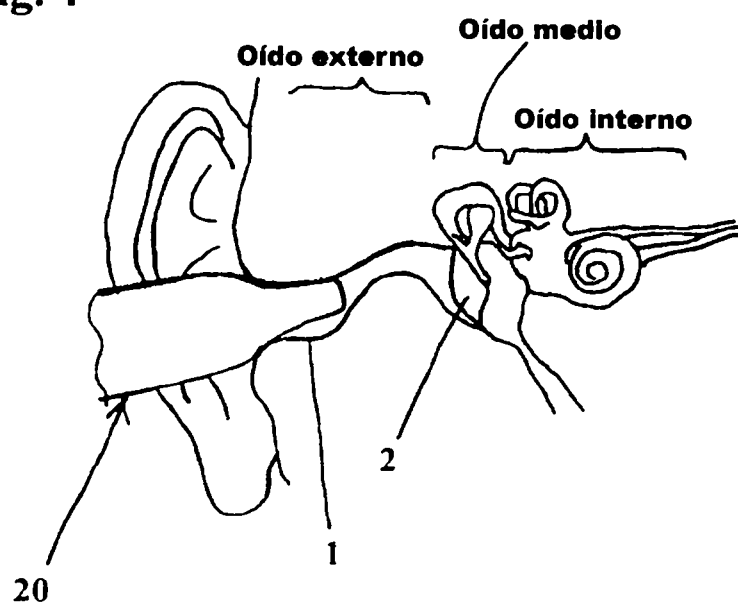


Fig. 5

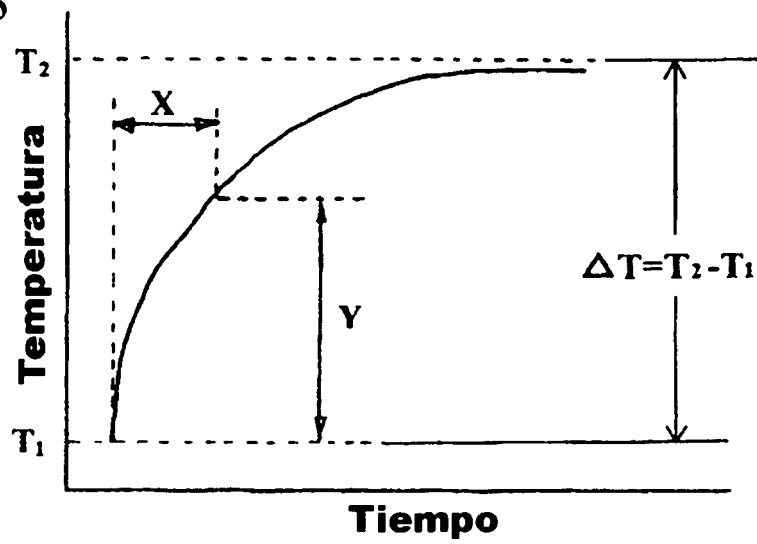


Fig. 6

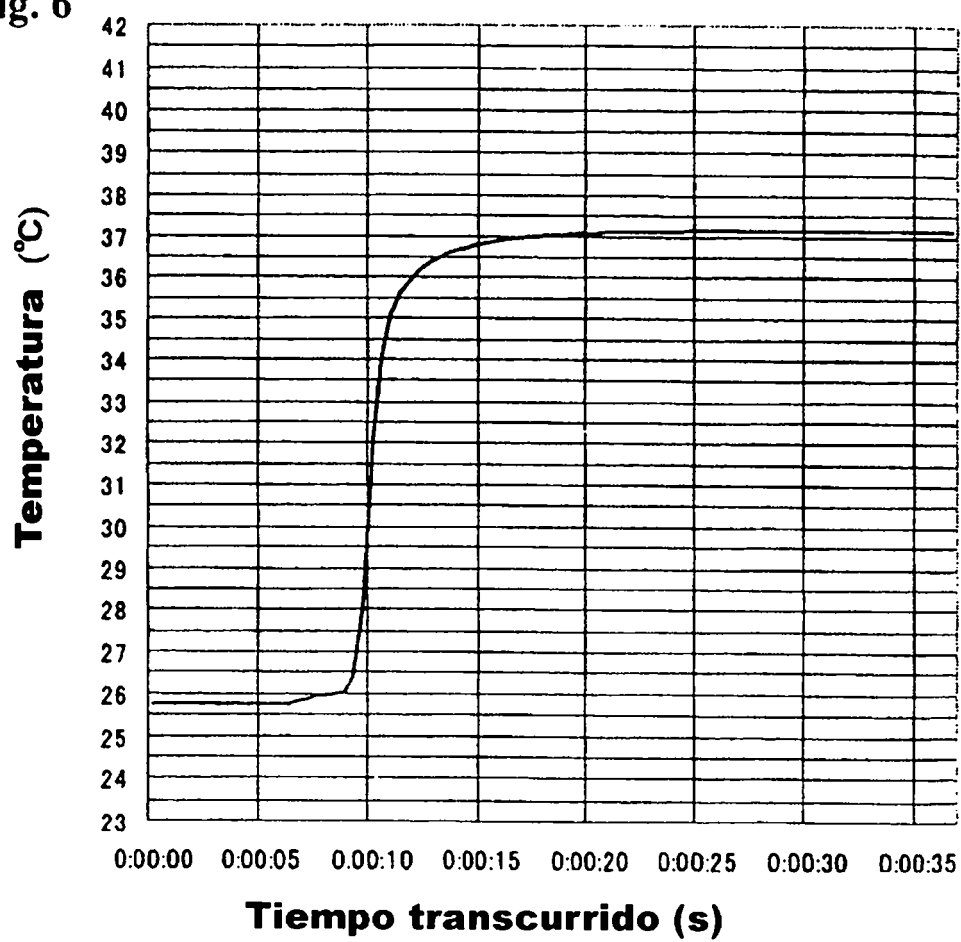


Fig. 7

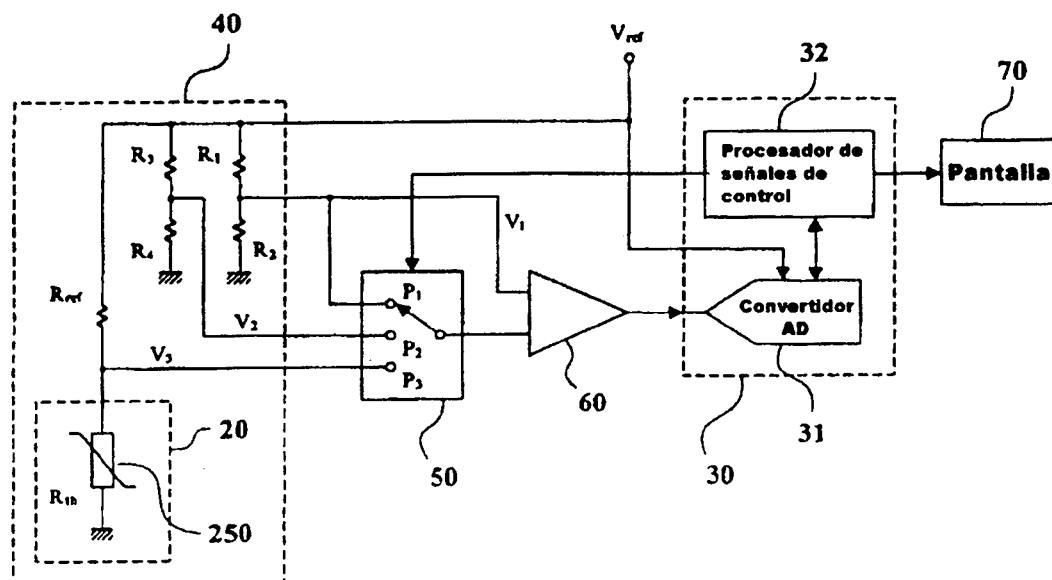


Fig. 8 (Técnica anterior)

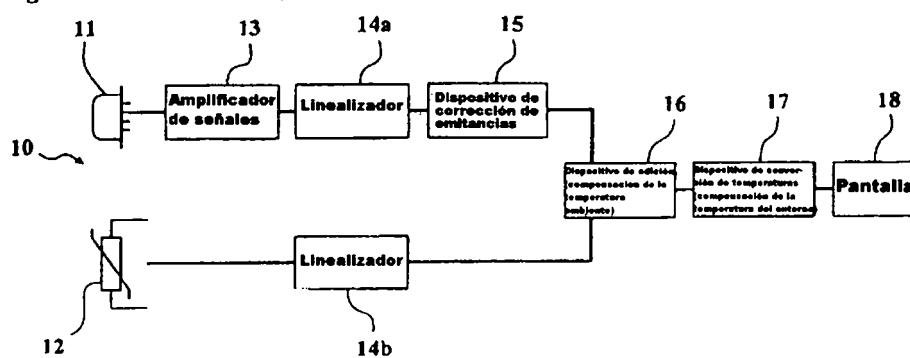


Fig. 9
(Técnica anterior)

