

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 437 442**

51 Int. Cl.:

A61H 31/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.11.2010 E 10779521 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2013 EP 2498742**

54 Título: **Procedimiento y sistema de medición de parámetros del pecho, en especial durante una CPR**

30 Prioridad:

11.11.2009 NO 20093315

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

10.01.2014

73 Titular/es:

**LAERDAL MEDICAL AS (100.0%)
P.O. Box 377
4002 Stavanger, NO**

72 Inventor/es:

FOSSAN, HELGE

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 437 442 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

Procedimiento y sistema de medición de parámetros del pecho, en especial durante una CPR

El presente procedimiento se refiere a un sistema y a un Sistema de procedimientos de control de la posición de una unidad de medición cuando es situada sobre una persona, en especial, como parte de una medición de CPR.

5 La calidad de la reanimación cardiopulmonar (CPR), definida como compresiones y ventilaciones del pecho es esencial en el desenlace satisfactorio de la parada cardiaca. Gallagher, Van Hoeyweghen y Wik, (Gallagher et al., JAMA 27 Dic. 1995; 274 (24): 1922 - 5. Van Hoeyweghen et al., Reanimación Agosto 1993; 26 (1): 47 - 52; L, Wik, et al. "Reanimación" 1924; 195 - 203) muestran, respectivamente, que una CPR de calidad satisfactoria, llevada a cabo por circunstancias antes de la llegada del personal de la ambulancia, puede afectar a la supervivencia en un factor de 3 a 4. Pero, por desgracia, la CPR es, en la mayoría de los casos, administrada con una calidad que dista de ser la óptima, incluso cuando se lleva a cabo por personal sanitario, de acuerdo con un reciente estudio editado en JAMA (Wik et al. Calidad de la Reanimación Cardiopulmonar durante una Parada Cardiaca No Hospitalaria [Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out - of - Hospital Cardiac Arrest] Jama, 19 de enero de 2005 - Vol. 293, No. 3). Los fallos más habituales son: la falta de compresiones del pecho, la falta de ventilaciones, la profundidad de compresión del pecho es superficial, la cadencia de compresión del pecho es demasiado elevada o demasiado baja, la cadencia de ventilación es demasiado baja o demasiado alta, o el tiempo de inflación es demasiado rápido.

El acuerdo internacional de 2005 sobre la ciencia, publicado en "Resuscitation", volumen 67, 2005 expresa con detalle la forma en la que la CPR debe de ser administrada con el fin de que sea eficaz, y la forma en que la CPR y la desfibrilación deben de ser utilizadas de forma conjunta. Las directrices de la compresión del pecho son uniformes para todos los pacientes adultos y niños mayores: La profundidad debe ser de al menos de 4 a 5 cm, la cadencia debe ser de al menos 100 / min, y los reanimadores deben liberar la presión completamente entre compresiones. En realidad, sin embargo, hay grandes diferencias concretas entre las profundidades y las fuerzas de las compresiones necesarias dependiendo de aspectos tales como el tamaño del paciente. Así, las directrices pueden, en algunos casos, reducirse en un tratamiento lejos de ser el óptimo.

25 En el documento EP 1057451, Myklebust describe un sensor para medir las compresiones del pecho. Este sensor incorpora un acelerómetro y un interruptor activado a presión. Parte del sistema está también constituido por unos medios para estimar el desplazamiento de la compresión del pecho como función de la aceleración y de las señales procedentes del interruptor activado a presión. Una limitación de este sensor es que no proporciona unos medios para detectar de manera fiable que cada una de las compresiones del pecho fueron totalmente liberadas (limitados por la sensibilidad del interruptor a presión). Una limitación adicional de esta tecnología es que la precisión del sistema depende de la superficie sobre la cual el paciente está yaciendo. Por ejemplo, cuando el paciente está tumbado sobre un colchón, el sensor dispuesto sobre la parte superior del pecho medirá tanto el desplazamiento del paciente dispuesto sobre el colchón como la compresión del pecho. Análisis similares se efectúan en el documento US 2004/0210172 y en el documento WO 2006/006871 en los que se utilizan unos acelerómetros para controlar los desplazamientos de la cama. Hasta ahora este problema generalmente se ha resuelto añadiendo una placa rígida por debajo del paciente, pero incluso entonces hay pruebas de que gran parte de la fuerza de compresión aplicada conduce a la compresión del colchón así como del pecho, lo que significa que un acelerómetro único dispuesto encima del pecho ofrecerá unas estimaciones excesivas acerca de la profundidad de compresión del pecho dado que mide tanto la compresión del colchón como la del pecho. Una solución a este problema se soluciona en el documento US 2004/267325 en el que dos bobinas son utilizadas para medir la distancia relativa entre ellas, transmitiendo la primera de ellas un campo magnético variable que es recogido por la segunda bobina dispuesta sobre el lado opuesto de un paciente. Un problema relacionado con esta solución es que el campo magnético transmitido variará en gran medida debido a los objetos metálicos existentes en el entorno. En el documento US 2004/267325 se propone una filtración adaptada, pero ello no proporcionará una calidad de la señal suficiente en todas las situaciones reduciendo con ello la precisión de las mediciones. El documento EP 1 491 179 describe otro sistema para el control de la compresión del pecho.

Por tanto, constituye un objetivo de la presente invención proporcionar un medio preciso para el control de la compresión del pecho de un paciente con respecto a la espalda del paciente, en especial durante una CPR, para proporcionar información tanto acerca de la profundidad de la compresión como acerca de las dimensiones del pecho, esto es, de la dimensión de pecho a espalda, entre las compresiones, haciendo posible también detectar si la presión aplicada al pecho es completamente liberada entre las compresiones. Este objetivo se obtiene utilizando, según se ha descrito con anterioridad y queda caracterizado tal y como se define en las reivindicaciones independientes.

La invención se basa en la detección de la fuerza del campo magnético oscilatorio generado en una unidad de excitación situada, de modo preferente, en la espalda del paciente, en la que la unidad de medición está situada sobre el pecho. De esta manera, las mediciones se llevan a cabo con independencia de los desplazamientos de la unidad de excitación, de forma que incluso si el colchón es comprimido durante la CPR ello no afecta a las mediciones. Dado que la detección del campo magnético es una tecnología sobradamente conocida y bastante sencilla, el dispositivo de medición puede ser simple, por ejemplo del mismo tamaño que los correspondientes

dispositivos concebidos para quedar situados sobre el pecho del paciente descritos en las publicaciones mencionadas con anterioridad que comprenden sensores a presión y / o acelerómetros.

5 Dado que la característica medida es la distancia entre la unidad de medición situada sobre el pecho y la plancha dorsal situada en la espalda del paciente el sistema de acuerdo con la invención proporciona también un medio para medir las dimensiones del pecho en otras situaciones distintas de las efectuadas durante las compresiones y, así mismo, el sistema proporciona información acerca del "moldeo" del pecho lo que significa un cambio permanente de la dimensión de pecho a espalda provocada por el hundimiento del pecho, por ejemplo debido a un esfuerzo mecánico derivado de la CPR.

10 A continuación se describirá la invención con detalle con referencia a los dibujos que se acompañan, por medio de una serie de ejemplos.

Figura 1a ilustra una unidad de excitación y una unidad de medición de acuerdo con la invención situadas a una cierta distancia una de otra.

Figura 1b ilustra la medición obtenida en la unidad de medición.

Figuras 2a – d ilustran formas de realización alternativas de la generación del campo magnético.

15 Figura 3 ilustra una forma de realización alternativa del sistema.

Figura 4 ilustra la unidad de medición.

20 En la figura 1a se muestra una forma de realización de la invención en la que una unidad 1 de medición está situada a una cierta distancia por encima de una unidad de excitación 2. La unidad de excitación comprende una primera bobina 3 de excitación acoplada a una fuente de alimentación (no mostrada) para generar un campo magnético que presenta una fuerza 6 del campo conocida variable con una frecuencia predeterminada o dentro de un intervalo de frecuencia predeterminada, y con una amplitud conocida. La fuerza 6 del campo magnético resultante dependerá de la distancia desde la unidad 2 de excitación y también de la posición relativa con respecto al eje geométrico 7 del campo magnético. En tanto en cuanto la unidad 1 de medición está próxima al eje geométrico 7 del campo la fuerza 6 del campo dependerá de la distancia desde la unidad de excitación de una manera previsible, en cuanto las características de un campo magnético generado por una bobina 3 son sobradamente conocidas.

25 Dado que el sistema está concebido para ser utilizado en pacientes, el intervalo de frecuencias del campo magnético variable debe, de modo preferente situarse en un intervalo en el que el agua existente en el cuerpo del paciente no afecte de manera significativa a las mediciones y, por tanto, debe situarse en el intervalo de 50 y 100 kHz. Son posibles otros intervalos pero requerirán su calibración dependiendo del efecto del material que afecte a la fuerza del campo magnético.

30 La unidad 2 de excitación de la figura 1a comprende también un sensor de campo secundario, ilustrado como una bobina 5, que detecta la fuerza del campo de la unidad de excitación. Ello permite que el operador compense las pérdidas de la fuerza del campo, por ejemplo, debidas a estructuras metálicas próximas al sistema, como por ejemplo un bastidor de cama metálica. El operador puede incrementar la fuerza del campo hasta que la bobina de excitación secundaria detecte la fuerza del campo predeterminada, o este proceso se puede llevar a cabo de forma automática mediante un sistema de control de la excitación comparando las características del campo medidas en la bobina 5 del sensor con los valores escogidos, por ejemplo manteniendo la fuerza del campo en un intervalo de frecuencias escogido, correspondiente al intervalo de frecuencias escogido existente en la unidad 1 de medición, por encima de un umbral predeterminado que sea suficiente para proporcionar unas mediciones precisas en la unidad 1 de medición.

35 Como se puede apreciar en la figura 1a, la dimensión de la bobina 3 de excitación se elige para que sea amplia, en el ejemplo ilustrado comparable a la distancia entre la unidad 2 de excitación y la unidad 1 de medición. El tamaño exacto puede variar de acuerdo con la aplicación pero es ventajoso si es lo suficientemente amplio para conseguir un campo magnético esencialmente uniforme respecto de las posiciones operativas posibles de la unidad de medición. De esta manera un desplazamiento de la unidad 1 de medición respecto del eje geométrico 7 del campo magnético tendrá escaso efecto en la fuerza del campo medida. Esto es evidente partiendo de la fuerza 6 del campo ilustrada la cual muestra unas curvas que son esencialmente paralelas a la bobina 3 de excitación y por tanto a la plancha dorsal, al colchón o cama que soportan al paciente.

40 Como es sabido, la fuerza del campo medida dependerá de la distancia entre la bobina 2 de excitación y la unidad 1 de medición, y las mediciones resultantes se ilustran en la figura 1b la cual muestra unas formas de onda típicas procedentes del sensor si, inicialmente, ninguna fuerza fuera aplicada al sensor. La AP (IAP) representa la dimensión del pecho antes de la compresión. La retroalimentación basada en la forma de onda con respecto a la AP inicial se indica con la referencia numeral 7, la cual indica la profundidad relativa con respecto a la posición inicial del instrumento 1 de medición. Cuando es introducida en uso una denominada "profundidad pobre" 8 que es la profundidad a la que la unidad 1 de medición queda situada entre las compresiones, por ejemplo debido a que la persona que lleva a cabo las compresiones no ha completamente liberado la fuerza de compresión respecto del

paciente. La profundidad 8 relativa es entonces la profundidad, ignorando la profundidad pobre, indicando así la profundidad de compresión entre la profundidad máxima y mínima aplicada al paciente.

Otras formas de obtener un campo uniforme dentro del área de trabajo de la unidad 1 de medición se ilustran en las figuras 2a y 2b. En la figura 2a una pluralidad de bobinas 3a - 3h están distribuidas a lo largo del área de la plancha dorsal, y pueden ser sincronizadas para obtener un campo esencialmente uniforme. Como en la forma de realización anterior, una bobina 5 secundaria puede ser incorporada en la plancha dorsal para medir el campo local existente en la plancha dorsal, por ejemplo mediante el ajuste de la fuerza del campo, ya sea constituida por una de las bobinas 3a - 3h, por ejemplo la bobina 3h intermedia o bien suministrada como una bobina 5a separada y diferente como se ilustra en la figura 2b.

En la figura 2b las bobinas están dispuestas sobre una placa de circuito impreso como para quedar dispuestas en una estructura plana. La forma espiral es opcional y puede, de manera ventajosa, ser elaborada como bobinas que no alcancen completamente el centro de la espiral. En la figura 2b una bobina de detección correspondiente a la bobina secundaria de la figura 1 se dispone con el fin de ajustar el campo magnético si es sometido a estructuras metálicas, etc.

En los ejemplos mostrados en las figuras 2a y 2b cada bobina individual puede ser excitada a unas frecuencias ligeramente diferentes. Si la unidad 1 de medición es adaptada para distinguir entre las frecuencias así como para medir la fuerza relativa de la señal en cada frecuencia, será posible calcular la posición de la unidad de medición en el área de medición cuando la bobina más próxima presente el campo más fuerte. Esto será ventajoso, por ejemplo, para proporcionar una retroalimentación al usuario acerca de la posición de la unidad de medición y, de esta manera, cuando la CPR se lleva a cabo en un paciente.

En la figura 2c se muestra una solución correspondiente a la plancha dorsal ilustrada en la figura 2a, basada en bobinas espirales planas. De acuerdo con una forma de realización alternativa, las bobinas pueden ser adaptadas para aplicar campos magnéticos que oscilen en frecuencias ligeramente diferentes. El instrumento 1 de medición puede entonces medir la fuerza o la amplitud del campo en cada frecuencia mediante la detección de la frecuencia que presenta la amplitud o la fuerza del campo más amplia, indicando esta frecuencia cuál de las bobinas está más próxima a la unidad de medición, lo que a su vez proporciona la indicación de la posición de la unidad de medición con respecto a la plancha dorsal. La figura 2d ilustra la distribución de las amplitudes y las frecuencias en el caso de que la bobina 3h intermedia emita la frecuencia f_1 más fuerte y la distancia entre la unidad de medición y las otras bobinas sea igual, indicando así que la unidad de medición está en la posición óptima sobre la parte media de la plancha dorsal.

En los dibujos analizados con anterioridad, el campo magnético generado presenta una dirección 7 esencialmente perpendicular a la plancha 2 y en la dirección desde la plancha dorsal hacia el área de trabajo de la unidad de medición. En la figura 3 se ilustra una forma de realización alternativa en la que se proporciona una varilla 3b de ferrita magnetizada por las bobinas 3a y que genera un campo magnético en el plano de la plancha dorsal y paralelo a la cama y al paciente 10. Un conjunto similar se proporciona en la unidad 1 de medición y comprende una varilla 4b de ferrita y dos bobinas 4a que detectan el campo magnético. En la figura 3 ilustrada se muestra el vector 21 del campo. En este caso, la unidad de medición tiene también que ser adaptada para medir el campo en la dirección paralela a la varilla de ferrita. La fuerza del campo tendrá una forma esencialmente similar a la mostrada en la figura 1 en la dirección ilustrada que presenta una sección transversal circular en la longitud del paciente si no es perturbada por la cama u otros materiales conductores existentes en las inmediaciones. Aunque no se muestra, un sensor 5 del campo secundario adecuadamente orientado se incorpora también con el fin de ajustar la fuerza del campo transmitida.

La unidad de medición se ilustra en la figura 4 y comprende una bobina 4 de captación que es sensible al campo magnético variable dentro del intervalo de frecuencias escogido. La bobina está conectada a una unidad 11 amplificadora, comprendiendo en la forma de realización ilustrada un amplificador 12, un filtro 13 paso banda y un rectificador 14 de onda completa, cuyas funciones son sobradamente conocidas por el experto en la materia, y una plancha 15 de sensor, conteniendo en el ejemplo ilustrado un convertidor 17 de ca y un microcontrolador 19 que transmite la señal medida a la unidad 21 de control que controla el sistema por medio de un cable conductor. Una unidad de procesamiento de señal digital puede contemplarse como una alternativa. Los cables conductores pueden consistir en una conexión en serie y pueden también ser utilizados para recibir señales y / o energía procedente de los instrumentos 21 externos. La forma de realización de la unidad de medición de la figura 4 incluye también unos acelerómetros 16 los cuales pueden medir la orientación de la unidad. Esto es ventajoso en cuanto la amplitud medida del campo magnético dependerá de la orientación de la bobina de captación con respecto al campo magnético, en cuanto mide el flujo a través de la bobina. De esta manera, la señal medida puede ser calibrada de acuerdo con la calibración de la bobina o se puede suministrar una señal de retroalimentación para que el usuario pueda corregir la posición y orientación de la unidad de medición.

Así mismo, se pueden prever otros medios para medir el campo magnético tanto en la unidad 1 de medición como en el sensor 5 del campo secundario de la unidad 2 de excitación, como por ejemplo sensores de efecto Hall, y como alternativas al conductor que transfiere las señales medidas también pueden ser utilizados otros medios de comunicación como por ejemplo señales ópticas o por radio. En el caso de un sistema de comunicación inalámbrico,

la unidad de medición puede estar provista de una batería recargable acoplada a un cargador de batería o utilizando una unidad de carga que extraiga la energía procedente del campo magnético. Así mismo, es posible transmitir señales hacia la unidad de medición a través del campo magnético generado, por ejemplo mediante la modulación de la frecuencia y el cifrado de la señal recibida en la unidad de medición.

- 5 En resumen, la medición se refiere a un sistema que utiliza un campo magnético de ca para medir la distancia desde la (plancha) dorsal hasta el (sensor) del pecho. El sistema es capaz tanto de medir no solo la distancia estática (AP) y la modulación (profundidad) utilizando una frecuencia en la que no exista ninguna absorción de agua.

- 10 Como se indicó con anterioridad, el sistema de acuerdo con la invención utiliza un sensor de campo secundario, por ejemplo una segunda bobina, para reducir al mínimo el efecto del metal y para estabilizar la fuerza del campo mediante la medición del campo. El sensor secundario está en la misma posición que la bobina de excitación, por ejemplo, en una plancha dorsal y acoplado a unos medios para ocultar el campo generado para que la fuerza del campo en esta posición esté a un nivel apropiado. Además de los análisis realizados en las líneas anteriores esto también proporciona la posibilidad de mantener la fuerza del campo en un valor mínimo reduciendo cualquier riesgo relacionado con fuerzas del campo elevadas manteniendo al tiempo la suficiente fuerza para proporcionar la precisión suficiente. Un nivel inferior a 1,63 A/m, se considera un nivel seguro en frecuencias del orden de 100 kHz.

Una placa metálica puede también disponerse por debajo de la bobina de excitación de la plancha dorsal con el fin de reducir al mínimo el efecto del metal.

Uno o más acelerómetros pueden ser utilizados en la unidad de medición (y / o en la plancha dorsal) con el fin de compensar una "inclinación" en una o más direcciones.

- 20 El sistema puede utilizar el campo de ca magnético para la comunicación entre la plancha y el sensor mediante la modulación del campo, o una comunicación por radio entre la plancha y el sensor para la comunicación de información diversa, como por ejemplo la inclinación de la plancha, la presencia del metal, el estado operativo de la plancha, etc.

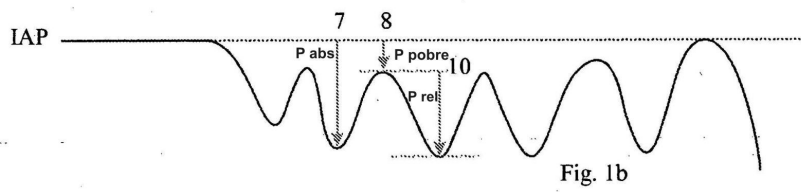
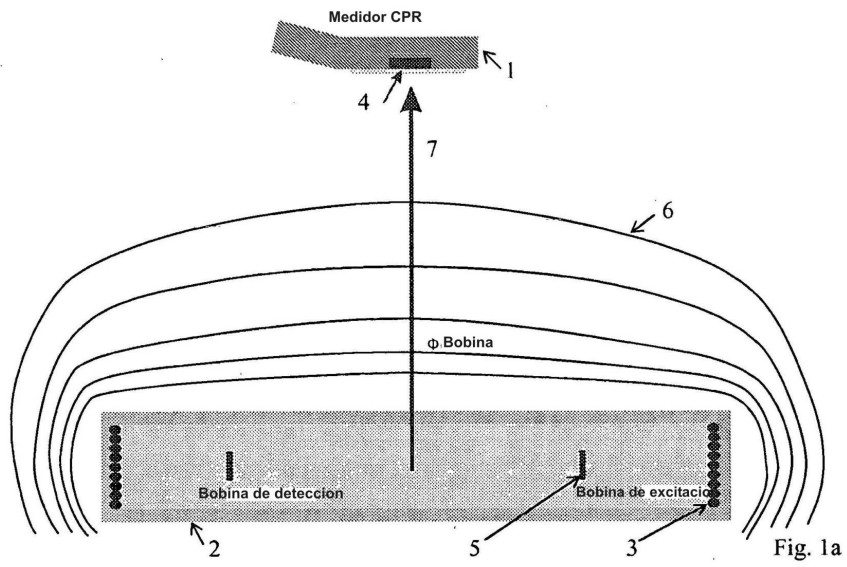
- 25 Con el fin de reducir al mínimo el consumo de energía del sistema, las bobinas de excitación consisten en una excitación de resonancia de la bobina de excitación. Se pueden escoger diversas soluciones y procedimientos y así mismo el uso de unos sensores de aceleración del campo magnético de ca pueden también ser utilizados para medir los desplazamientos de la unidad de medición, esto es, la profundidad de la compresión. En este caso, pueden también disponerse unas unidades de aceleración en la plancha dorsal para controlar sus movimientos.

- 30 El sistema incluye unos instrumentos de control y un software para obtener información acerca de la persona u objeto medidos, y analizar la información. Según se analizó con anterioridad, cuando se utiliza una persona se pueden calibrar las dimensiones del pecho y, así mismo, la profundidad de compresión durante la CPR. Este análisis puede también ser adaptado para detectar cambios en las dimensiones del pecho antes y después de las compresiones, con el fin de detectar si la persona que lleva a cabo las detecciones ha liberado completamente la presión o si las compresiones han provocado cambios más permanentes en el pecho, por ejemplo un aplastamiento del pecho. El sistema puede también ser adaptado para proporcionar una retroalimentación visual o acústica al usuario en base al análisis mencionado con anterioridad, por ejemplo mediante unos indicadores dispuestos sobre la unidad de medición, efectos de sonido o mensajes de voz prerregistrados. La unidad de medición puede estar en comunicación inalámbrica mediante un campo magnético o por radio y ser cargada a través del campo magnético o de un receptor de carga donde esté situada cuando no esté en uso.

40

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Sistema para controlar la posición de una unidad (1) de medición cuando está situada sobre una persona, en particular sobre el pecho de una persona, comprendiendo el sistema una unidad (2) de excitación que genera un campo magnético que oscila en una frecuencia predeterminada adaptada para quedar situada en el lado opuesto de la persona, por ejemplo las dimensiones desde el pecho hasta la espalda, y estando adaptada la unidad (1) de medición para medir la fuerza (6) del campo magnético, **caracterizado por** incluir el sistema un medio de cálculo para calcular la distancia entre la unidad (1) de medición y la unidad (2) de excitación, y en el que la unidad (2) de excitación incluye un sensor (5) de campo magnético secundario que mide la fuerza (6) del campo generada,
- 10 incluyendo también el sistema unos medios de ajuste que ajustan la entrada a la unidad (2) de excitación hasta que el campo generado obtenga la fuerza predeterminada en el sensor (5) de campo secundario, reduciendo así las influencias de objetos metálicos existentes en las inmediaciones.
- 15 2.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de excitación es una plancha dorsal destinada a ser situada por debajo de un paciente durante la CPR y estando el sistema adaptado para controlar la profundidad de la compresión de la CPR en base a una secuencia de dichas mediciones de la posición.
- 3.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dicho medio de cálculo está adaptado para comparar las profundidades de compresión controladas con profundidades de compresión recomendadas conocidas y generar una respuesta que indica la calidad de las compresiones.
- 20 4.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 2, estando igualmente adaptado para medir la distancia estática entre compresiones.
- 5.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de excitación comprende una bobina acoplada a una fuente de ca.
- 25 6.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la variación del campo magnético se sitúa en el intervalo de frecuencias de 50 y 100 kHz, evitando así la absorción de agua entre la unidad de medición y la unidad de excitación.
- 7.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 6, en el que la frecuencia de accionamiento es la frecuencia de resonancia de la unidad de excitación.
- 8.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sensor de campo magnético secundario es una bobina.
- 9.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de medición comprende un dispositivo de medición de la orientación que mide la excitación relativa con respecto al campo magnético.
- 30 10.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el dispositivo de medición de la orientación es un acelerómetro.
- 11.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, que igualmente comprende una unidad de comunicación para hacer variar la amplitud del campo magnético variable transmitido por la unidad de excitación, estando la unidad de medición adaptada para recibir una señal comunicada mediante la detección de la amplitud variable.
- 35 12.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de medición comprende unos medios de almacenamiento de energía para la extracción de energía de dicho campo magnético variable y almacenarla en dicha unidad.
- 13.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la unidad de medición comprende unos medios de almacenamiento de energía y unos medios de acoplamiento para su acoplamiento a un cargador adaptado para cargar los medios de almacenamiento de energía cuando son acoplados a un cargador correspondiente.
- 40 14.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el medio de cálculo comprende unos medios de análisis para comparar la información de dicha distancia antes y después de las compresiones del pecho, para detectar aplastamientos o unmoldeo del pecho.
- 45 15.- Uso del sistema de acuerdo con la reivindicación 1 para medir la profundidad del pecho de una persona mediante la medición de la distancia entre la unidad de medición y la unidad de excitación.



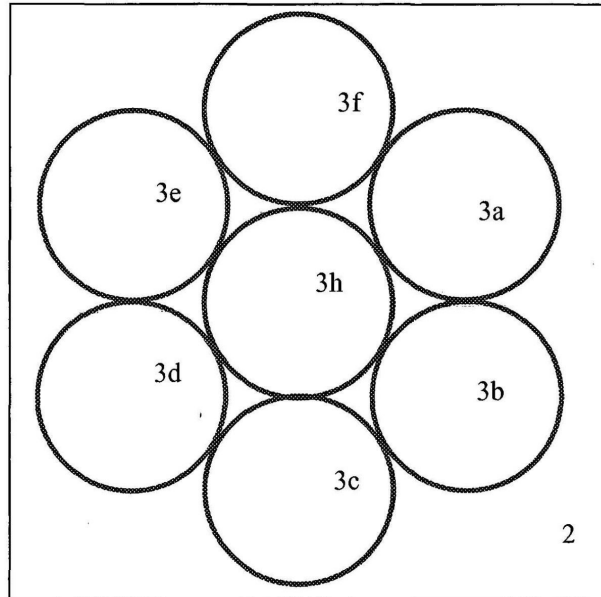


Fig. 2a

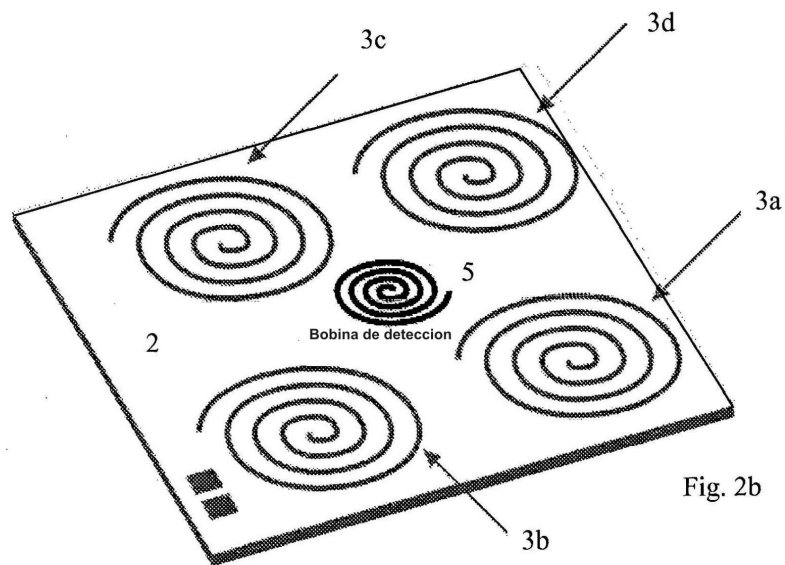


Fig. 2b

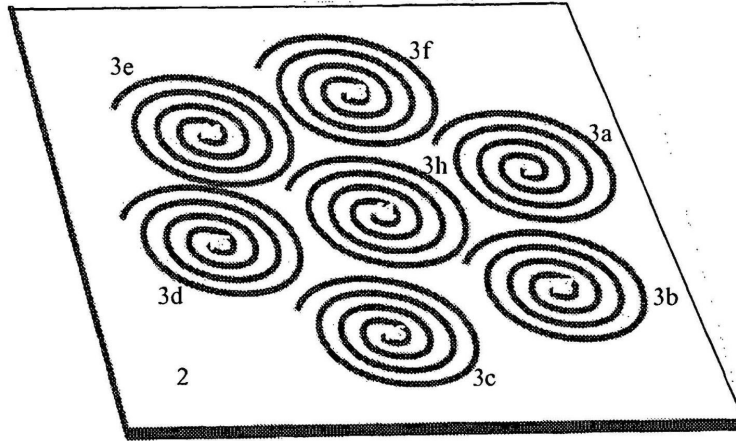


Fig. 2c

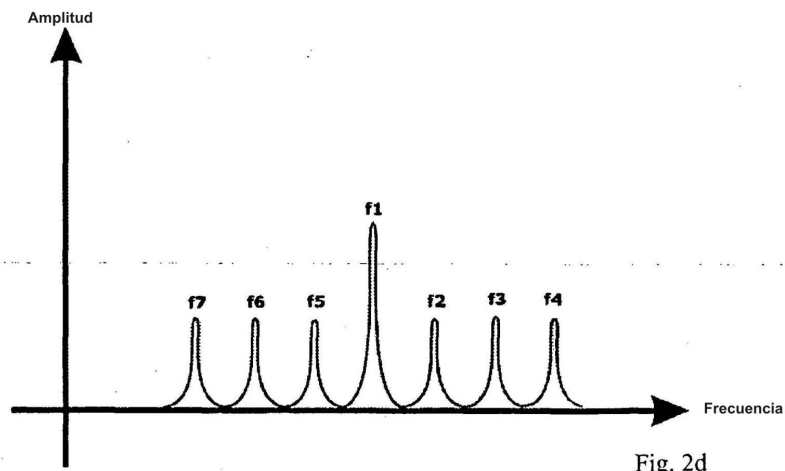


Fig. 2d

