

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 661 188**

51 Int. Cl.:

A61N 1/362 (2006.01)

A61N 1/32 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.08.2008** **PCT/IN2008/000508**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.01.2010** **WO10010567**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.08.2008** **E 08808159 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.11.2017** **EP 2318092**

54 Título: **Regulador del ritmo cardíaco temporal no invasivo interferencial**

30 Prioridad:

22.07.2008 IN CH17512008

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

27.03.2018

73 Titular/es:

NARAYANAN, LAKSHMANAN (100.0%)
21 Kambar Street
East Tambaram, Chennai 600 059, IN

72 Inventor/es:

LAKSHMANAN, NARAYANAN

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 661 188 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

Regulador del ritmo cardíaco temporal no invasivo interferencial

La presente invención se refiere al campo médico y en particular a la regulación del ritmo cardíaco no invasivo. En particular, se refiere a la regulación del ritmo cardíaco de emergencia temporal para tratar paro cardíaco repentino. También ofrece solución a la estimulación nerviosa cutánea existente así como a la estimulación muscular cutánea que está asociada a la incomodidad experimentada por el paciente en el método existente. La regulación del ritmo cardíaco temporal no invasiva (conocida popularmente como NTP, *Noninvasive Temporary Pacing*) es una técnica bien conocida usada en urgencias para controlar bradicardia aguda. La corriente eléctrica se hace pasar desde un generador de pulsos externo a través de un cable conductor y se aplica externamente, a electrodos autoadhesivos a través de la caja torácica y el corazón. Es una herramienta valiosa como modo inicial de regulación del ritmo cardíaco para situaciones de paro bradisistólico y aplicaciones de regulación del ritmo cardíaco profilácticas. Esta técnica es una ventaja que cualquier médico puede usar con muy poco entrenamiento y es un método no invasivo y fácil de aplicar durante una urgencia.

Para modalidades de regulación del ritmo cardíaco de emergencia, la regulación del ritmo cardíaco transcutánea es una técnica valiosa ya que es segura y rápida y se inicia fácilmente por parte de personal mínimamente entrenado. Puede ser eficaz cuando fracasa la regulación del ritmo endocardial o está contraindicada.

Zoll *et al.* han probado que la estimulación del ventrículo podía hacer que se contraiga y que tal estimulación podría ser eficaz a través de la pared torácica intacta.

El documento de Patente US 5 431 688 muestra un aparato para regulación del ritmo cardíaco eléctrica transcutánea con dos pares de electrodos dispuestos de un modo tal que las rutas de corriente de los electrodos en cada par intersectan en el corazón del paciente. El documento de Patente US 5 330 506 muestra un aparato de regulación del ritmo cardíaco con una pluralidad de pares de electrodos, en el que las corrientes de regulación del ritmo cardíaco suministradas a los pares de electrodos se añaden para producir una corriente de regulación del ritmo cardíaco total de una magnitud suficiente para causar la contracción de un músculo cardíaco atravesado por las corrientes de regulación del ritmo cardíaco que fluyen.

Se han descrito anteriormente varios dispositivos estimuladores interferenciales. El documento de Patente US2007/0299895, el documento de Patente de Estados Unidos n.º 5.776.173, el documento de Patente de Estados Unidos n.º 5.324.317 y el documento de Patente US2002/068961 muestran estimuladores interferenciales para estimular nervios o músculos individuales del cuerpo. La regulación del ritmo cardíaco transcutánea produce despolarización del tejido de miocardio mediante corriente eléctrica pulsada conducida a través del pecho entre electrodos que se adhieren a la piel. Los electrodos de parche de superficie autoadhesiva tienen una gran área - por lo general de 8 cm de diámetro. Los generadores de regulación del ritmo cardíaco transcutáneos disponibles en la actualidad pueden venir como unidades independientes o pueden estar incorporados a desfibriladores externos. Los generadores de regulación del ritmo cardíaco transcutáneos presentarían modos de regulación del ritmo cardíaco asíncronos y bajo demanda, un dispositivo de visualización de ECG incorporado que filtra los mayores artefactos de la regulación del ritmo cardíaco, configuraciones ampliamente ajustables para la velocidad de regulación del ritmo cardíaco y salida de corriente. Las unidades disponibles proporcionan hasta 200 mA de corriente y usan una forma de onda de pulso exponencial rectangular o truncada de una duración de 20 a 40 ms. La gran anchura de pulso permite los más bajos umbrales de regulación del ritmo cardíaco mientras se minimiza la estimulación del músculo esquelético y los nervios cutáneos. Para iniciar la regulación del ritmo cardíaco transcutánea, se fijan electrodos de parche anteriormente y posteriormente a la caja torácica.

En situaciones bradiasistólicas de emergencia o con pacientes inconscientes, la regulación del ritmo cardíaco transcutánea se iniciaría en el modo asíncrono y con una salida de corriente máxima para asegurar la captura ventricular. Las compresiones del pecho se pueden llevar a cabo directamente sobre los electrodos sin alteración de la regulación del ritmo cardíaco o conducción de corriente eléctrica significativa para el personal médico. La captura cardíaca se sugiere mediante la aparición de artefactos de despolarización después del estímulo de regulación del ritmo, pero la captura se debe confirmar mediante palpación de un pulso o el uso de un oxímetro. Una vez se documenta la captura, la corriente se puede disminuir gradualmente hasta que la pérdida de captura define el umbral de corriente de regulación del ritmo cardíaco.

Además, se conoce que esta técnica produce estimulación muscular dolorosa, incidencia variable de captura cardíaca y mala tolerancia del paciente. Esta incomodidad a menudo intolerable restringe la estimulación externa a su uso en pacientes inconscientes o a un uso breve en situaciones desesperadas. A causa del dolor y la supuesta ineficacia de la regulación del ritmo cardíaco no invasiva, la regulación del ritmo cardíaco endocardial es generalmente preferente incluso para uso temporal, tanto en emergencias como en situaciones de espera.

Los efectos secundarios indeseables de la presente técnica se pueden resumir como sigue a continuación:

1. La salida de corriente que produce dolor que es altamente variable entre individuos. No se puede regular el ritmo cardíaco de la mayoría de los pacientes con un nivel tolerable de incomodidad.

2. El dolor que resulta de la estimulación de nervios aferentes cutáneos y la intensa contracción del músculo esquelético inducida por la regulación del ritmo cardíaco.

5 Además, se han realizado numerosas propuestas para superar esta desventaja tales como el uso de una forma de onda en rampa, etc., en lugar de salida de corriente pulsada pero estas propuestas solo redujeron o probablemente reducen los efectos indeseables. No se puede superar la desventaja de la estimulación inducida por la regulación del ritmo cardíaco innecesaria del músculo esquelético y los nervios aferentes cutáneos.

10 Por lo tanto, es un objetivo de la invención proporcionar un aparato para estimular el miocardio usando metodología interferencial. La presente invención presenta un enfoque único a la desventaja anterior mediante el que se supera la estimulación inducida por regulación del ritmo cardíaco innecesaria del músculo esquelético y los nervios aferentes cutáneos. La presente invención será popular en configuraciones de emergencias debido a la facilidad de aplicación y entrenamiento mínimo. Además, la presente invención se abre a más usos en pruebas apropiadas para estimular solo un área particular del miocardio.

15 Breve resumen de la invención

En el presente documento se desvela una técnica de estimulación cardíaca no invasiva tal que es muy útil en la sustentación de los latidos del corazón y el gasto cardíaco en casos de bradicardia, presión sanguínea reducida y paro cardíaco. También supera las desventajas mencionadas para los marcapasos temporales no invasivos de la técnica actual. La presente invención proporciona un aparato para estimular los músculos cardíacos mediante una técnica no invasiva externa como se define mediante la reivindicación 1.

Las realizaciones preferentes se definen mediante las reivindicaciones dependientes.

Los aspectos, métodos, y técnicas que no están dentro del alcance de las reivindicaciones anexas no forman parte de la presente invención.

25 El núcleo de la invención es que usa los fenómenos conocidos de que las corrientes de alta frecuencia no producen estimulación neuromuscular. Es un hecho conocido que una frecuencia superior a 1 kHz no produce ninguna estimulación. Cuando dos de tales corrientes de alta frecuencia de frecuencia ligeramente diferente pasan intersectando el área de interés como se muestra en la figura (3) entonces en ese punto focal (área de intersección) debido a la interferencia se produce una pulsación de pulsos de baja frecuencia que estimularán el punto focal. Esta técnica es la parte básica del núcleo de la invención. Esta técnica no produce ninguna estimulación en el punto de entrada de corriente debido a la alta frecuencia y por lo tanto no habrá ninguna estimulación transcutánea en el sitio de los electrodos. Considerando la planificación de los dos circuitos de corriente de alta frecuencia de un modo tal que la intersección de las corrientes esté situada exactamente en la región ventricular del miocardio, entonces debido a la integración de corrientes antifásicas se produce un estímulo perfecto en el miocardio de manera aislada. Esta técnica de estimulación del miocardio de manera aislada sin estimular otros sistemas neuromusculares presenta una técnica nueva y potente para regular el ritmo cardíaco del corazón de forma no invasiva.

La estimulación eléctrica interferencial es un modo único de suministrar de forma eficaz estímulos terapéuticos a los tejidos cardíacos. Los marcapasos convencionales usan pulsos eléctricos discretos. Sin embargo, el marcapasos interferencial usa una frecuencia portadora fija de 4000 Hz por segundo en el primer canal y un segundo canal con una frecuencia ajustable de 4001-4002 Hz por segundo. Cuando las dos corrientes de los canales se combinan (heterodinan), producen el latido pulsado de señal deseado (latido de interferencia). La estimulación interferencial se concentra en el punto de intersección de las corrientes (entre los electrodos). Esta concentración se produce de forma profunda en los tejidos así como la superficie de la piel. Los marcapasos convencionales suministran la mayoría de la estimulación directamente bajo los electrodos. De ese modo, con un marcapasos interferencial, la corriente se perfunde a mayores profundidades y a lo largo de un volumen mayor de tejido que otras formas de terapia eléctrica. Cuando se aplica la corriente a la piel, la resistencia capacitiva de la piel disminuye a medida que aumenta la frecuencia del pulso. Por ejemplo, a una frecuencia de 4000 Hz (unidad interferencial) la resistencia capacitiva de la piel es ochenta (80) veces menor que con una frecuencia de 50 Hz. De ese modo, la corriente interferencial cruza la piel con mayor facilidad y con menos estimulación de receptores cutáneos permitiendo una mayor comodidad del paciente durante la estimulación eléctrica. Además, debido a que la corriente de frecuencia media (interferencial) se tolera mejor por parte de la piel, la dosificación se puede aumentar, mejorando de ese modo la capacidad de la corriente interferencial para permear tejidos y permitiendo un acceso más fácil a estructuras cardíacas profundas. Esto explica la causa por la que la corriente interferencial es la más adecuada para el tratamiento de pacientes de forma no invasiva.

Más específicamente, la presente invención usa dos conjuntos de electrodos situados de un modo tal que el área diana del miocardio se sitúa de frente a la intersección de estos cuatro electrodos. El par de electrodos opuesto diagonalmente se conecta a un circuito. Se hace pasar una corriente de alta frecuencia aislada a través del electrodo de una forma antifásica.

5 De acuerdo con un aspecto de la invención, la frecuencia portadora base de la corriente puede ser cualquiera superior a 10 kHz y la relación de fase del canal se puede variar ligeramente por referencia a un canal con respecto al otro de un modo tal que el estímulo interferencial estimule el miocardio. De acuerdo con aún otro aspecto de la invención, mediante la colocación adecuada de los electrodos, se puede seleccionar el área diana de estímulo tal como la aurícula o el ventrículo del corazón. Esto ofrece al médico un mejor control de la regulación del ritmo
10 cardíaco y sustenta la vida con mejor gasto cardíaco.

De acuerdo con otro aspecto más de la invención, se pueden usar los mismos electrodos de regulación del ritmo cardíaco para recoger un ECG que ayudará a evitar la colocación de electrodos de ECG distintos para la monitorización de ECG. Esto ahorra una gran cantidad de tiempo en una emergencia médica cardíaca.

15 Se ha de entender que el aparato que se desvela es ventajoso en que permite que se estimule solo el miocardio y por lo tanto no existe ningún dolor o estimulación muscular y por lo tanto es bien tolerado por el paciente. Para ayudar a la comprensión de la invención, a continuación se hará referencia a las figuras acompañantes, que muestra un ejemplo de la invención.

Los aspectos anteriores y muchas de las ventajas asociadas a la presente invención se entenderán con mayor facilidad dado que las mismas se vuelven más comprensibles por referencia a la descripción detallada, cuando se toman en conjunto con las figuras acompañantes.
20

La Figura 1 es una técnica anterior del uso de un regulador del ritmo cardíaco temporal no invasivo que muestra el emplazamiento de las almohadillas. La figura 1a muestra el emplazamiento de los electrodos anterior/lateral y la figura 1b muestra la colocación de los electrodos anterior/posterior.

La Figura 2 ilustra el principio de corriente interferencial.

25 La Figura 3 ilustra la estimulación tisular usando corriente interferencial.

La Figura 4 ilustra la etapa de la invención de hacer pasar corriente de alta frecuencia y la forma en que se estimula el área diana.

La Figura 5 ilustra la posición de emplazamiento para estimular diferentes áreas del miocardio.

La Figura 6 ilustra un método de emplazamiento de electrodos para regulación del ritmo cardíaco interferencial.

30 La Figura 7 ilustra un diagrama de bloques de la regulación del ritmo cardíaco no invasiva interferencial.

La Figura (2) a la Figura (6) explican claramente la técnica que se usa para estimular el miocardio del corazón usando dos corrientes de alta frecuencia. Esta técnica de estimulación supera todas las desventajas serias de la técnica anterior. Además, el usuario puede ajustar el área de estimulación para obtener el efecto deseado.

35 La operación general de la realización preferente de la presente invención se ilustra en la Figura (4). Esta difiere de la técnica anterior de NTP en que requiere cuatro electrodos conductores junto con corrientes de alta frecuencia, como se muestra. El conjunto de electrodos 1a y 1b constituyen un circuito y de forma similar 2a y 2b constituyen otro circuito aislado. Cuando se hacen pasar corrientes de alta frecuencia, las corrientes heterodinan en el punto de intersección y se produce un impulso de latido resultante en el área diana (4). La Figura (4) explica de forma explícita la forma en que se puede conseguir la estimulación cardíaca mediante el uso de la técnica interferencial. La
40 situación de las almohadillas y su utilidad para seleccionar un área de estimulación se describe en la Figura (5). Al mover el conjunto de electrodos opuestos 1a y 1b, se puede conseguir la estimulación de cualquier área diana. Se pueden fijar como diana la aurícula o el ventrículo. Esta característica puede ser útil para mejorar el gasto cardíaco por parte de un médico experimentado mediante la estimulación de la aurícula o el ventrículo. El emplazamiento de los electrodos es la clave de la selección del área en el miocardio.

45 Las Figuras 2(a) y 2(b) explican la forma de actuar básica de las corrientes interferenciales. La Figura 2(a) ilustra la forma en que dos canales de corrientes de alta frecuencia aisladas, cuando se cruzan, heterodinan y producen una frecuencia de latido. En la Figura 2(b) se ilustra la forma en que la alta frecuencia pulsada fuera de fase produce los pulsos de acción. Esto explica el principio básico detrás de la estimulación del miocardio mediante el uso de alta frecuencia.

La Figura (3) ilustra la forma en la que la corriente interferencial real de dos canales de electrodos situados de forma apropiada produce la estimulación en el área de ruta de intersección (3). La Figura (1) ilustra la forma en la que se sitúan los electrodos en la técnica anterior.

La Figura (6) ilustra el emplazamiento de los electrodos para la regulación del ritmo cardíaco interferencial. Dependiendo del área de estimulación del miocardio, los emplazamientos de los electrodos variarán de un extremo a otro en el tórax. Existen numerosas formas posibles de emplazamiento de electrodos para conseguir diferentes efectos. Por otra parte, la figura 6(a) ilustra el uso de 2 electrodos integrados como en la técnica anterior pero uno de los electrodos contendrá dos circuitos como se muestra y con dos electrodos se establecen dos circuitos para producir corrientes interferenciales. Esto se puede conseguir fácilmente mediante el uso de 4 electrodos distintos como se muestra en la Figura 6(b). Con el esquema de la Figura 6(b) se puede ajustar y obtener una estimulación de forma precisa en diferentes partes del miocardio.

La Figura (1) ilustra la regulación del ritmo cardíaco temporal no invasiva usando dos grandes electrodos. Son habituales dos métodos de emplazamiento de electrodos, emplazamiento anterior/lateral como se muestra en la Figura 1 (a) y emplazamiento anterior/posterior como se muestra la Figura 1 (b).

Aunque se han ilustrado y descrito las realizaciones preferentes de la invención, será evidente que se pueden realizar diversos cambios en las mismas sin apartarse del alcance de la invención que se define mediante las reivindicaciones anexas. Por ejemplo, la ubicación de los electrodos de la Figura (5) se muestra en un eje mientras que el movimiento de los electrodos se puede realizar en otro eje. Además, el propio movimiento se realiza usando una herramienta automática. Por lo tanto, dentro del alcance de las reivindicaciones anexas, se ha de entender que la invención se puede poner en práctica de otro modo distinto que el que se describe de forma específica en el presente documento.

La Figura (7) ilustra el diagrama de bloques del dispositivo de regulación del ritmo cardíaco no invasivo interferencial. La CPU (5) es el maestro del dispositivo. Es funcionalmente sensible para la adquisición y procesamiento de ECG, visualización del ECG, generación del tiempo base para los dos canales, control de los modos de regulación del ritmo cardíaco y resistencia de las corrientes de regulación del ritmo cardíaco. Se usa un microcontrolador con memoria, RAM, de programa incorporada, temporizador y puertos de I/O. El ADC (6) digitaliza la señal de ECG procesada que se alimenta mediante el amplificador de ganancia programable (7). El amplificador de ganancia programable se controla mediante la CPU para la ganancia. El amplificador (8) de ECG de entrada consiste en pre y postamplificadores. El preamplificador está totalmente aislado eléctricamente para la seguridad del paciente.

El ECG y el pulso de regulación del ritmo cardíaco se visualizan en forma de dos trazas. La traza de ECG se visualiza en la parte superior y el pulso de estimulación de regulación del ritmo cardíaco se presenta en forma de una segunda traza en la parte inferior. Esto permite que el usuario compare instantáneamente las dos trazas y concluya la captura cardíaca debido a la estimulación no invasiva. El dispositivo de visualización es una pantalla gráfica (9) de LCD/TFT suficiente para visualizar las dos trazas. La CPU (5) escribe directamente en el dispositivo de visualización gráfico y mantiene el contenido de la visualización. Además, el teclado (10) hace de interfaz para la CPU (5). El usuario puede programar la frecuencia de estímulo, la intensidad de corriente, etc., usando este teclado.

Además, la CPU (2) está conectada al corazón del regulador del ritmo cardíaco que consiste en dos canales, a saber, el canal 1 (11) y el canal 2 (12). Cada canal está programado a una frecuencia base de 4000 Hz y cualquiera de ellos puede estar en fase o desplazado en frecuencia mediante la CPU (5) como haya programado el programa del usuario anteriormente. Las señales de alta frecuencia idénticas se amplifican mediante los respectivos amplificadores (13) y (14) de potencia. El amplificador de potencia está acoplado a un transformador aislador en el que la corriente de salida se aísla e independiza completamente. La intensidad de corriente se varía mediante la CPU (5) directamente mediante el uso de un controlador (15) de corriente que sesga el amplificador de potencia para suministrar la corriente de salida programada.

Dependiendo del ajuste de la frecuencia de regulación del ritmo cardíaco la CPU (5) envía corrientes pulsadas de alta frecuencia a través de dos canales. Pero las formas de onda del canal se modulan de un modo tal que la frecuencia de latido procesa el pulso de estímulo en el área diana.

En esta realización preferente se ha de entender que ambos canales se controlan estrechamente mediante la CPU y la corriente de salida se aísla eléctricamente por medio de aislamiento magnético.

Además, se ha de entender que el regulador de ritmo cardíaco se puede poner en modo asíncrono o en modo de demanda. De nuevo, la frecuencia de latido enviada está controlada por software de acuerdo con el modo establecido por el usuario.

La sección (16) de suministro de energía es un convertidor de CC-CC con cargador de batería. Suministra todos los requisitos de energía de los bloques. También carga la batería siempre que se conecte la energía principal y esté

presente. La energía principal se convierte en CC mediante SMPS (17).

Aunque se han ilustrado y descrito las realizaciones preferentes de la invención, será evidente que se pueden realizar diversos cambios en las mismas sin apartarse del alcance de la invención que se define mediante las reivindicaciones anexas. Por ejemplo, la generación de corrientes de alta frecuencia bifásicas se puede concebir mediante cualquier medio.

5

REIVINDICACIONES

1. Aparato para estimular los músculos cardíacos mediante una técnica no invasiva externa que comprende:

a) un generador de corriente de alta frecuencia aislada de dos canales de la misma frecuencia pero de fase variable;

5 b) una parte aplicada con al menos dos pares de electrodos configurados para colocarse externamente en el tórax del cuerpo humano de un modo tal que las corrientes de salida que proceden del par de electrodos se entrecrucen en el corazón, miocardio o parte del miocardio

10 c) en el que dichos dos pares de electrodos, un par para cada posición de canal están adaptados para ajustarse de un modo tal que el área diana, corazón, miocardio o parte del miocardio se sitúe en intersección directa de estos cuatro electrodos y cada par de electrodos opuesto diagonalmente esté conectado a un circuito;

d) en el que dichas corrientes aplicadas a través de los electrodos están configuradas para producir un estímulo de regulación del pulso cardíaco pulsado interferencial, en el área entrecruzada de la corriente, que estimula el corazón, miocardio, o parte del miocardio;

e) en el que dicho generador tiene dos modos de operación, modo asíncrono y de demanda;

15 f) en el que dicha velocidad de repetición de estímulo pulsado e intensidad de corriente son seleccionables por el usuario;

g) en el que dicha corriente generada por el generador es de una onda modulada cuadrada o de pulso con una frecuencia base de al menos 1 kHz;

20 h) en el que el estímulo de regulación del ritmo cardíaco pulsado interferencial tiene una frecuencia de repetición de pulso, configurada para efectuar la captura cardíaca;

i) en el que el estímulo de regulación del ritmo cardíaco pulsado interferencial tiene una corriente de salida configurada para efectuar la captura cardíaca;

j) en el que el estímulo de regulación del ritmo cardíaco pulsado interferencial es bifásico;

25 k) en el que dicho generador está configurado para detectar el ECG (electrocardiograma) de un modo tal que se documente la captura cardíaca;

l) en el que dicho generador está configurado para controlarse mediante la detección del ECG (electrocardiograma) del paciente de un modo tal que se consigan ambos modos de regulación del ritmo cardíaco asíncrono y de demanda.

30 2. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los electrodos de la parte aplicada están adaptados para gobernarse mecánicamente sobre el pecho para obtener la estimulación selectiva del área particular del corazón, parte del miocardio.

3. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los electrodos del canal opuesto de la parte aplicada están integrados en un electrodo.

35 4. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los electrodos están adaptados para moverse manual o automáticamente para seleccionar un área diana de estimulación.

5. Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1 en el que, los electrodos de regulación del ritmo cardíaco están adaptados para detectar el ECG desde los electrodos de regulación del ritmo cardíaco y el aparato está configurado para procesar y visualizar el ECG (electrocardiograma) en un monitor LCD (9) y sin el uso de ningún electrodo adicional para la monitorización del ECG.

40

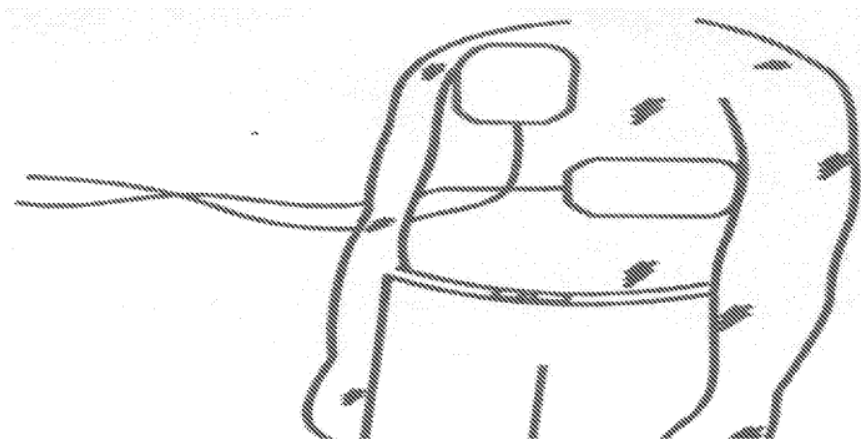


Fig 1 (a)

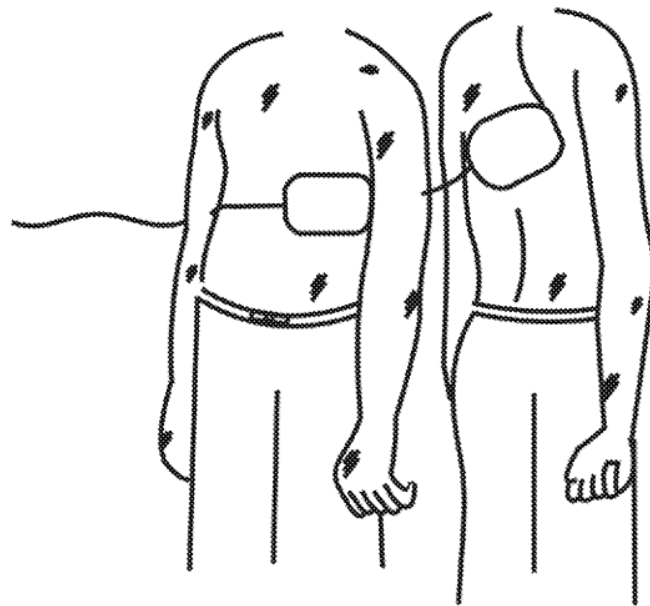


Fig 1(b)

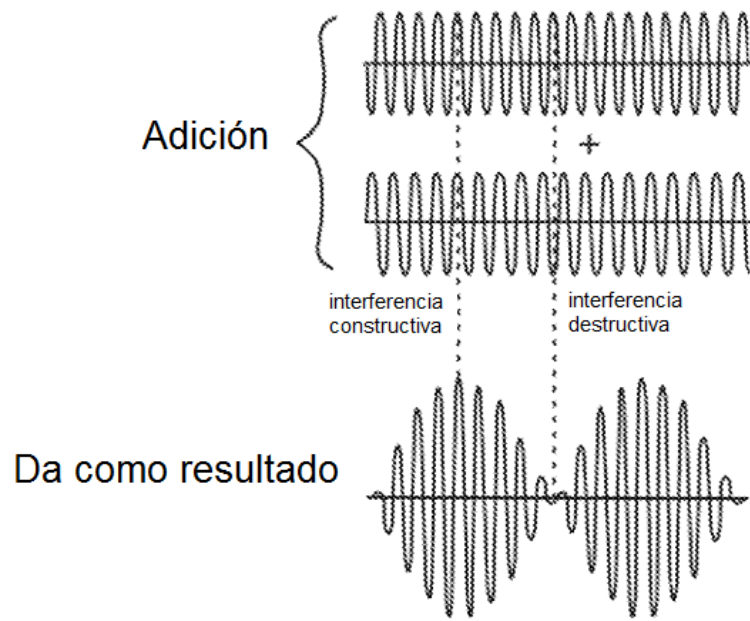


Fig 2 (a)

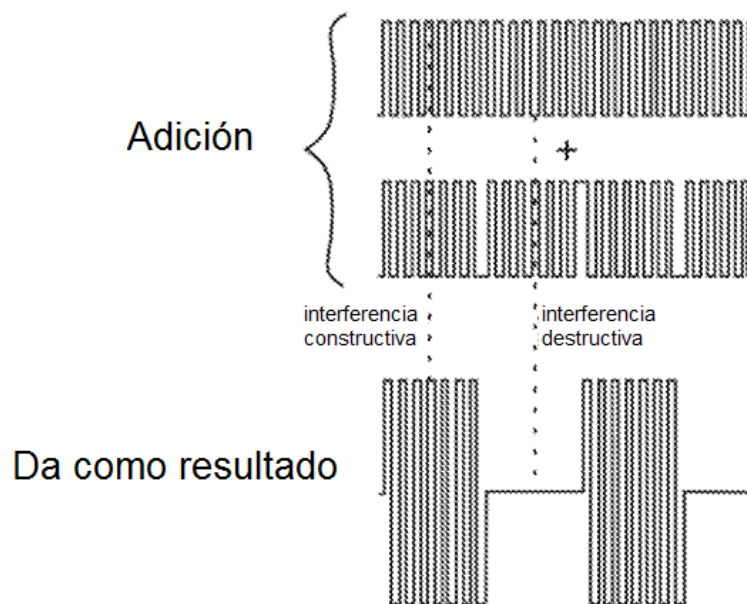


Fig 2(b)

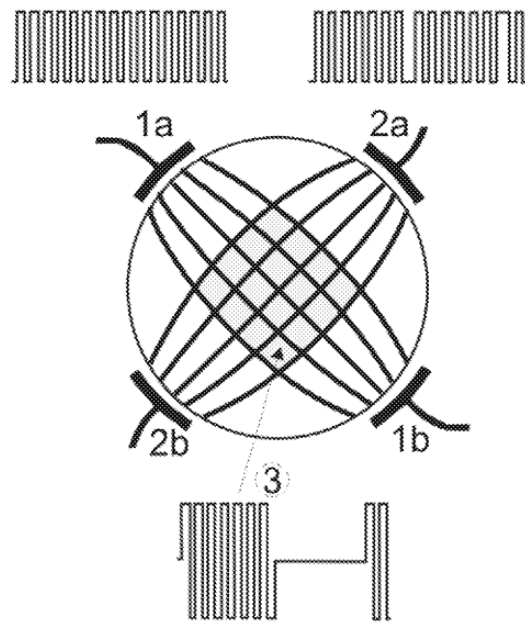


Fig 3

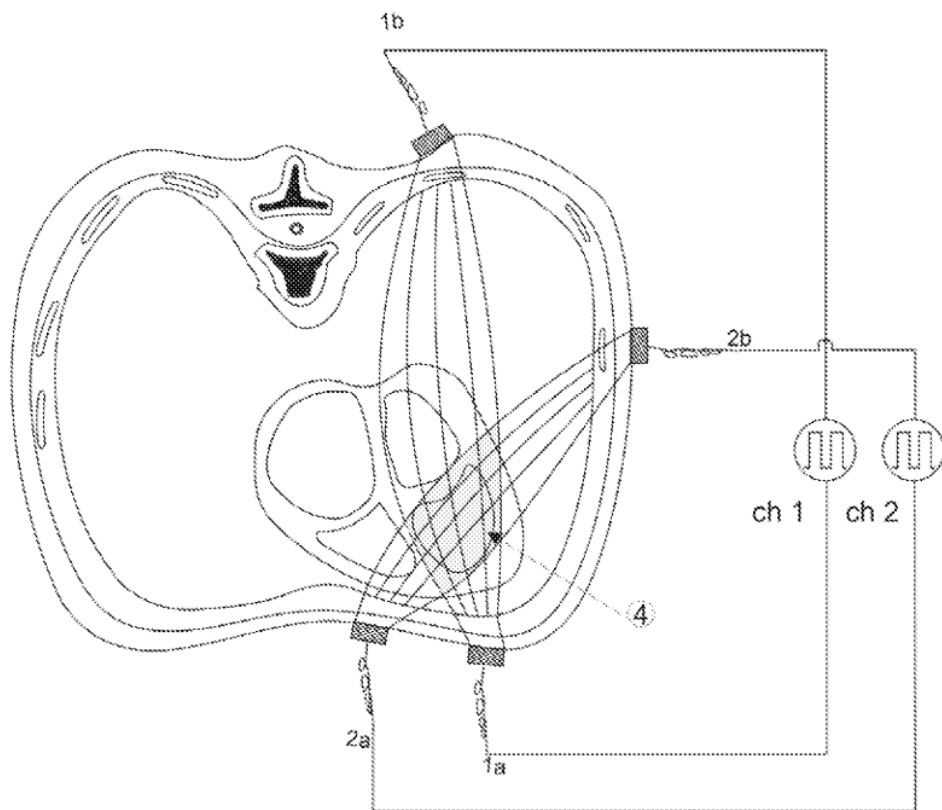


Fig 4

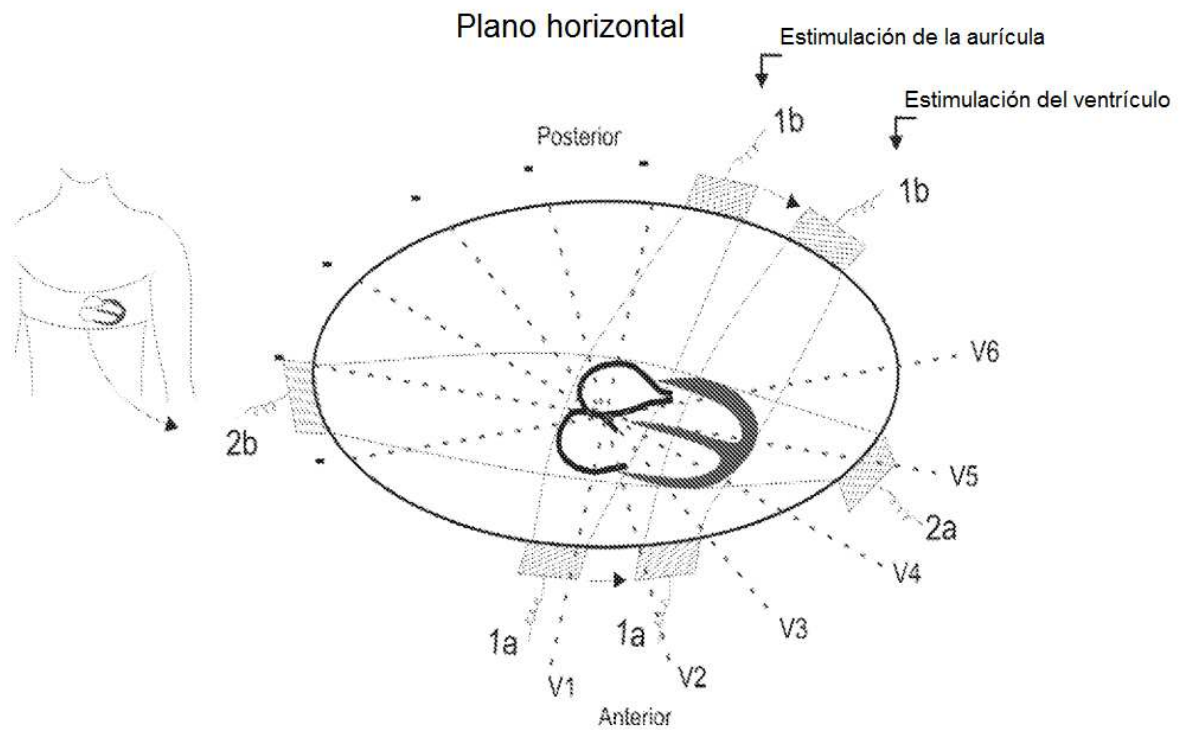


Fig 5

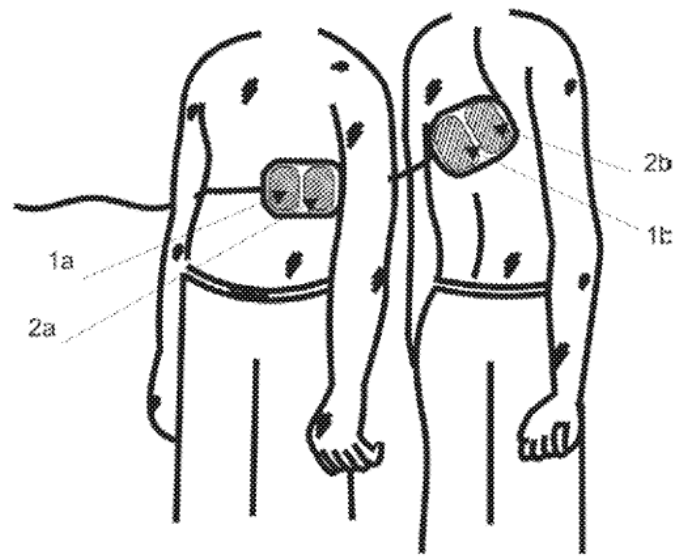


Fig 6 (a)

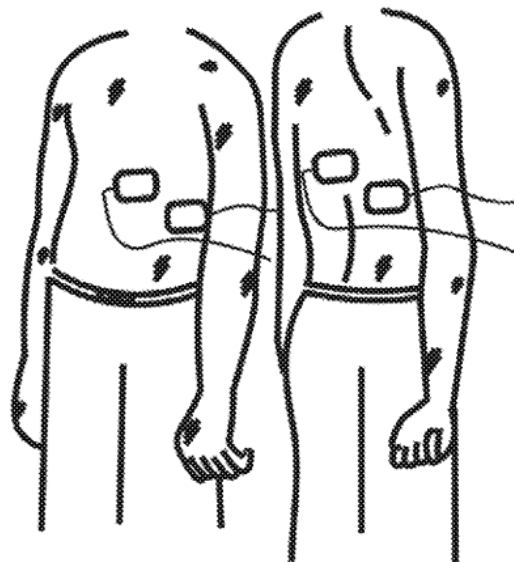


Fig 6 (b)

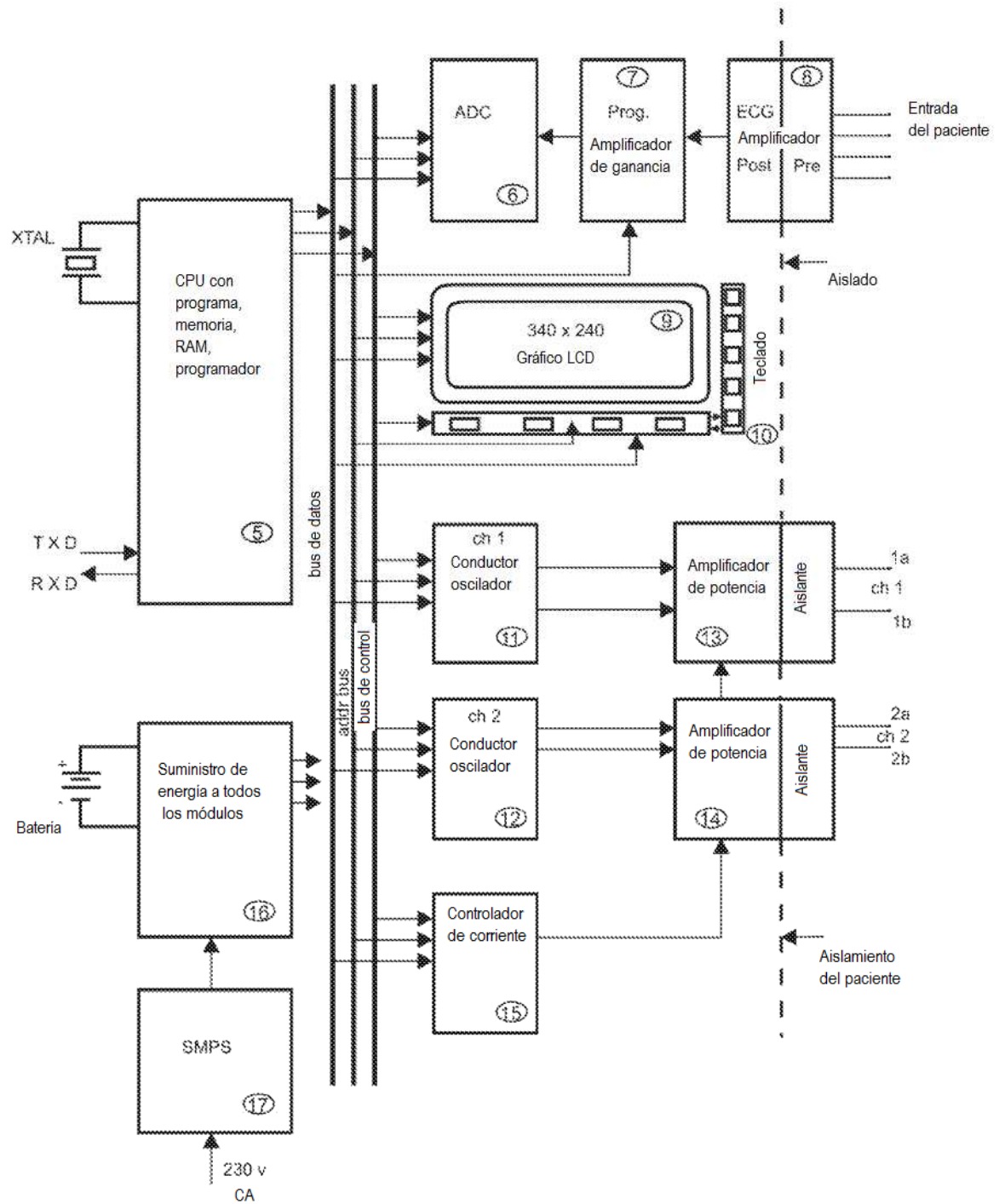


Fig 7