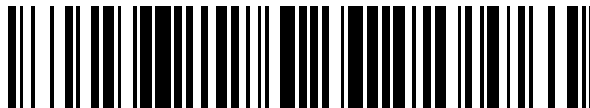


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 793 305**

51 Int. Cl.:

A61B 8/02	(2006.01)
A61B 8/08	(2006.01)
A61B 5/055	(2006.01)
G01R 33/48	(2006.01)
G01R 33/567	(2006.01)
A61B 5/00	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.12.2016 PCT/EP2016/081147**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.06.2017 WO17102924**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2016 E 16820218 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2020 EP 3389501**

54 Título: **Dispositivo ultrasónico para detectar el latido cardíaco de un paciente**

30 Prioridad:

16.12.2015 EP 15200597

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

13.11.2020

73 Titular/es:

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-
EPPENDORF (100.0%)
Martinistrasse 52
20246 Hamburg, DE**

72 Inventor/es:

**KORDING, FABIAN;
DR. YAMAMURA, JIN;
RUPRECHT, CHRISTIAN y
FEHRS, KAI-KRISTOPH**

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 793 305 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Dispositivo ultrasónico para detectar el latido cardíaco de un paciente

- 5 La invención se refiere a un dispositivo ultrasónico para detectar el latido cardíaco de un paciente, que se puede utilizar, preferentemente, mientras el paciente está siendo examinado con un aparato de obtención de imágenes, por ejemplo, un aparato de obtención de imágenes por resonancia magnética (RM).

Antecedentes de la invención

- 10 Cuando se examina el corazón de un paciente utilizando un aparato de RM o cualquier otro aparato de obtención de imágenes, es importante eliminar los artefactos de movimiento causados por el movimiento rápido del corazón. Hasta el momento, la obtención de imágenes por resonancia magnética (RM) se sincroniza con el momento del latido cardíaco del paciente utilizando una señal de activación externa. Es habitual en la técnica captar dicha señal de
15 activación a partir de un electrocardiograma que se consigue simultáneamente con la obtención de imágenes por RM. Los fuertes campos magnéticos y electromagnéticos que conlleva la obtención de imágenes por RM superponen un nivel bastante elevado de interferencia en las débiles señales eléctricas que se han captado en la piel del paciente. Además, los electrolitos de la sangre del paciente representan cargas móviles que generan aun más interferencia combinadas con el fuerte campo magnético. Esta interferencia se denomina efecto magnetohidrodinámico. Ambos
20 tipos de interferencia dificultan la detección del latido cardíaco hasta el punto en que ya no sirve como señal de activación fiable para la obtención de imágenes por RM. Esto hace que en las imágenes de RM resultantes reaparezcan los artefactos de movimiento, cuya activación con el latido cardíaco se pretendía impedir. Además, cuando es necesario obtener una imagen del corazón de un feto mediante RM, no se puede acceder a la piel del feto para conseguir un electrocardiograma, por lo que no se dispone de ninguna señal de activación para la obtención de
25 imágenes por RM.

- Para eliminar estos inconvenientes, los autores F. Kording, B. Schoennagel, G. Lund, F. Ueberle, C. Jung, G. Adam, J. Yamamura, "*Doppler Ultrasound Compared with Electrocardiogram and Pulse Oximetry Cardiac Triggering: A Pilot Study*", *Magnetic Resonance in Medicine*, DOI: 10.1002/mm.25502 (2014) proponen y hacen una demostración de un
30 cardiocógrafa (CTG) compatible con RM, para así obtener el latido cardíaco de pacientes adultos durante la RM. El corazón del paciente se examina con ondas ultrasónicas y se detectan las ondas ultrasónicas reflejadas con desplazamiento Doppler debido al movimiento del corazón. A partir de esta señal, se capta el momento exacto del latido cardíaco usando una detección de pico basada en ondícula. Los autores J. Yamamura, I. Kopp, M. Frisch, R. Fischer, K. Valett, K. Hecher, G. Adam, U. Wedegärtner, "*Cardiac MRI of the Fetal Heart Using a Novel Triggering Method: Initial Results in an Animal Model*", *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 35, 1071-1076 (2012) proponen
35 y hacen una demostración en ovejas de la obtención de imágenes por RM de un corazón fetal que se activa mediante una señal CTG (cardiocográfica). El desplazamiento de frecuencia Doppler es proporcional a la velocidad de movimiento del corazón; por lo tanto, la señal ultrasónica con desplazamiento Doppler puede servir como una señal de activación adecuada para la obtención de imágenes durante la RM.

- 40 El documento US 2008/015439 A1 divulga un dispositivo que comprende las características del preámbulo de la reivindicación 1.

- 45 Cuando se va a obtener una imagen del corazón de un feto mediante RM, se superpone un gran nivel de ruido sobre la señal CTG debido al flujo sanguíneo, la respiración de la madre y a la RM. Ya que es necesario procesar una señal de activación sólida en tiempo real sin detecciones de activación falsas negativas o falsas positivas, existe la necesidad de poder detectar mejor ultrasónicamente durante la RM los latidos cardíacos.

Divulgación de la invención

- 50 La invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

- Los inventores han desarrollado un dispositivo para detectar los latidos cardíacos de un paciente. Este dispositivo se puede utilizar, preferentemente, durante la obtención de imágenes con un aparato de obtención de imágenes por
55 resonancia magnética (RM) porque puede construirse de forma muy sencilla para que sea compatible con la RM. Sin embargo, su funcionamiento básico no depende de la presencia de un aparato de RM en ningún caso. Específicamente, se puede utilizar junto con otro tipo de aparato de obtención de imágenes, como uno de tomografía computarizada (TC) o de tomografía por emisión de positrones (TEP), para proporcionar el latido cardíaco del paciente como una señal de activación para la obtención de imágenes. Cuanto más lento se compara el método de obtención
60 de imágenes con el ritmo cardíaco, más mejora la calidad de la imagen mediante la activación. Sin embargo, el dispositivo se puede usar incluso sin que se produzca la obtención de imágenes.

- El dispositivo comprende un transmisor de ondas ultrasónicas y un receptor de ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler. El transmisor y el receptor pueden implementarse en un mismo transductor que realice ambas funciones, pero también pueden ser elementos distintos. Preferentemente, el transmisor y/o el receptor son transductores
65 piezoeléctricos que pueden convertir la ida y vuelta entre una señal eléctrica y una señal ultrasónica.

El dispositivo comprende, además, medios de evaluación que están acoplados al receptor y configurados para evaluar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 de un latido cardíaco del paciente fuera de la señal que depende del tiempo procedente del receptor. Esta señal que depende del tiempo puede ser una señal en bruto, aunque también puede haber sido procesada previamente para extraer solo un componente de frecuencia con desplazamiento Doppler a partir de la frecuencia del transmisor. Este procesamiento previo, por ejemplo, puede conseguirse usando un demodulador.

Los medios de evaluación comprenden medios de análisis del espectro que están configurados para extraer, al menos, un componente de frecuencia variable en el tiempo a partir de la señal que depende del tiempo proporcionada por el receptor. Los medios de evaluación comprenden, además, medios de determinación, configurados para evaluar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco a partir de la variación en el tiempo de al menos uno de los componentes de frecuencia.

Preferentemente, el dispositivo comprende medios que evitan el acoplamiento al campo de radiofrecuencia de la RM en la frecuencia de RF ω_R . Por ejemplo, tales medios pueden comprender estructuras que están diseñadas para no ser resonantes a la frecuencia ω_R , el uso de materiales no metálicos o trampas de ondas estacionarias, configuradas para bloquear la frecuencia ω_R .

Los inventores han descubierto que un solo latido cardíaco del paciente es un evento aperiódico que genera una pluralidad de componentes de frecuencia en la señal que depende del tiempo del receptor. Sin embargo, el latido cardíaco es un evento que se repite periódicamente. Por lo tanto, cualquier componente de frecuencia generado por el latido cardíaco es una función periódica en el tiempo, correspondiendo el período a la frecuencia cardíaca del paciente. Esto se puede aprovechar para captar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 de cada latido cardíaco a partir de dicha función. Los inventores han descubierto que, asombrosamente, esto permite detectar de forma muy precisa este momento t_1, t_2, t_3, t_4 , incluso si la señal original que depende del tiempo del receptor se superpone con ruido que contiene picos tan altos como, o incluso más altos que los picos producidos por los latidos cardíacos. El único conocimiento *a priori* utilizado en esta detección de latidos cardíacos es el hecho de que los latidos cardíacos son un evento que se repite periódicamente.

Por lo tanto, la variación del componente de frecuencia en el tiempo que se evalúa por los medios de determinación es más preferentemente una variación periódica que corresponde a la frecuencia cardíaca del paciente.

En una primera realización muy simple, que no forma parte de la presente invención, los medios de determinación pueden configurarse para determinar el momento t_a, t_b, t_c, t_d donde dicho al menos un componente de frecuencia que depende del tiempo asume un máximo m_a, m_b, m_c, m_d como el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco. Sin embargo, debido a que el componente de frecuencia que varía periódicamente se asemeja más o menos a una onda sinusoidal, su máximo puede ser mucho menos agudo que un pico provocado por el latido cardíaco en la señal original que depende del tiempo del receptor. Para recuperar esta agudeza y mejorar la precisión con la que se puede detectar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 , según la invención, se utiliza una detección híbrida de los latidos cardíacos. Los medios de determinación están configurados para determinar una ventana de interés (WOI) en el tiempo a partir de la variación de dicho al menos un componente de frecuencia en el tiempo. Esta ventana se utiliza posteriormente para determinar el momento en que la señal que depende del tiempo del receptor asume un máximo b_1, b_2, b_3, b_4 dentro de la WOI como el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco. De esta manera, básicamente, se analiza un componente de frecuencia de la señal que depende del tiempo para determinar un período de tiempo que contiene el evento de latido cardíaco deseado, y este período de tiempo se utiliza para sincronizar en el dominio de tiempo la detección real de este evento en la señal original. La ventana de interés (WOI) puede ser una ventana de longitud preestablecida Δt alrededor del momento t_a ,

t_b, t_c, t_d , donde dicho al menos un componente de frecuencia que depende del tiempo de la señal asume un máximo m_a, m_b, m_c, m_d . Como alternativa o en combinación con esto, la WOI también puede ser, por ejemplo, una ventana que se extienda entre dos momentos t_e, t_f, t_g, t_h , donde dicho al menos un componente de frecuencia que depende del tiempo (51a) asume un mínimo m_e, m_f, m_g, m_h .

Para la detección de latidos cardíacos fetales, pueden ser necesarios varios receptores, lo que supone más cableado eléctrico propenso a captar interferencias procedentes del campo de radiofrecuencia de la RM. Para reducir esta interferencia y mejorar la compatibilidad del dispositivo con la RM, deberían evitarse las trayectorias resonantes, en especial, las trayectorias conductoras cerradas circulares. Preferentemente, la respuesta de la trayectoria de señal completa desde el receptor hasta los medios de evaluación a la frecuencia ω_R del campo de radiofrecuencia de la RM es, al menos, -30 dB inferior a la respuesta de una estructura que es resonante a la frecuencia ω_R . Con este fin, los inventores proponen una realización adicional especialmente ventajosa de la invención que se refiere a optimizar el cableado eléctrico de esta manera.

Los inventores enfatizan que, si bien esta realización se integra perfectamente con las características relacionadas con la evaluación de la señal presentada anteriormente, no está vinculada de ninguna manera a este modo de evaluación.

En esta realización, el dispositivo para detectar el latido cardíaco de un paciente comprende una unidad transceptora con un transmisor de ondas ultrasónicas y una pluralidad de receptores de ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler. Los transmisores y los receptores pueden ser el mismo elemento, por ejemplo, transductores piezoeléctricos que convierten la ida y vuelta entre una señal de tensión eléctrica y una onda ultrasónica. Así, la unidad transceptora puede ser una unidad transductora. Cada receptor tiene un primer terminal de salida y un segundo terminal de salida. Los transmisores y receptores, por ejemplo, también pueden estar separados de los elementos piezoeléctricos.

Cada uno de los primeros terminales de salida de al menos dos receptores está conectado por una línea secundaria a un primer bus común, y cada uno de los segundos terminales de salida de dichos al menos dos receptores está conectado por una línea secundaria a un segundo bus común. Los inventores han descubierto que esta topología de cableado minimiza la inducción de pulsos de radiofrecuencia en los buses comunes cuando la unidad transceptora se utiliza dentro del campo de radiofrecuencia de una RM.

De manera similar, se pueden conectar múltiples transmisores a buses comunes utilizando la misma topología. Si se usan transductores que combinan las funciones de un transmisor y de un receptor en un solo elemento, solo son necesarios un primer bus común y un segundo bus común para conectar todos los transductores. Si los transductores son elementos piezoeléctricos, cada uno con un polo positivo y uno negativo, entonces el primer bus común puede interconectar los polos positivos, mientras que el segundo bus común puede interconectar los polos negativos. El segundo bus común también puede estar conectado a un potencial de tierra.

El transmisor y los receptores pueden estar montados sobre un sustrato dieléctrico común, preferentemente, un sustrato flexible. Si el sustrato es flexible, por ejemplo, se puede adaptar a la forma del útero de una madre cuando se coloca sobre dicho útero. Los métodos de montaje de ejemplo que son especialmente convenientes para que exista compatibilidad con la RM son el encolado y el termosellado, que no requieren metal adicional. Para que el dispositivo sea compatible con la RM, no se pueden introducir componentes ferromagnéticos en el fuerte campo magnético de la RM, ya que puede calentarse y/o el campo magnético puede aplicar una gran fuerza sobre este. Es muy ventajoso utilizar la menor cantidad de metal posible en el campo de la RM, dado que el campo magnético que varía rápidamente de la RM puede provocar corrientes de Foucault en el metal. El campo magnético asociado con estas corrientes de Foucault perturba el campo de la RM y genera artefactos. La calidad de imagen de la RM depende en gran medida de la homogeneidad del campo magnético y de la capacidad de los pulsos de radiofrecuencia para propagarse por todo el paciente sin ser bloqueados por materia metálica.

En una realización especialmente ventajosa de la invención, el sustrato dieléctrico está rodeado, al menos parcialmente, por una protección conductora. Esta protección conductora evita que los campos electromagnéticos externos sean captados por el primer y/o segundo bus común al que están conectados los receptores, como si se tratara de una jaula de Faraday. Esto es especialmente ventajoso en la obtención de imágenes por RM, donde se interroga al paciente con campos de radiofrecuencia. Para que sea compatible con la obtención de imágenes por RM, la protección debe estar hecha con un material no ferromagnético pero muy conductor, como el cobre, la plata o el oro.

Por ejemplo, la protección puede ser una fina lámina hecha con estos metales. La protección también puede comprender, por ejemplo, un soporte no conductor, como una lámina de plástico, que porta las estructuras conductoras.

La protección puede rodear los receptores además de rodear el sustrato. Esto mejora el blindaje del primer y segundo buses comunes y, a cambio, se introduce una ligera atenuación mecánica de las ondas ultrasónicas capturadas por los receptores. Si es más importante maximizar el acoplamiento de las ondas ultrasónicas recibidas a los receptores, entonces los receptores pueden sobresalir alternativamente de la protección. En este caso, la superficie de los receptores que sobresalen de la protección puede comprender estructuras conductoras que están conectadas de forma eléctrica a la protección, para así evitar que las ondas electromagnéticas pasen a través de la protección en los lugares donde los receptores sobresalen de la protección.

Preferentemente, al menos parte de la protección conductora está conectada a tierra. Esta conexión a tierra puede realizarse a través del mismo cable que conecta el primer y el segundo buses comunes con el exterior. Por ejemplo, el cable puede comprender, al menos, dos conductores concéntricos, en donde un conductor está conectado al primer bus común y el otro conductor está conectado al segundo bus común. Al menos una parte de la protección conductora está conectada a tierra a través del conductor más externo del cable. Por ejemplo, el cable puede ser un cable coaxial. Así, el conductor externo conectado a tierra provee del potencial de tierra al segundo bus común como potencial de referencia para la obtención de la señal, mientras que, al mismo tiempo, proporciona la conexión a tierra de la protección.

El cable también puede ser, por ejemplo, un cable triaxial. En este caso, por ejemplo, el primer bus común puede estar conectado al conductor más interno, el segundo bus común puede estar conectado al conductor intermedio y la protección puede conectar el conductor más externo a tierra. A cambio de disponer de un conductor más, se disfruta de la libertad de elegir aleatoriamente el potencial de referencia para la detección de señales.

Para la obtención de imágenes por RM, es importante que la protección no proporcione sustancialmente estructuras circulares que puedan calentarse o provocar artefactos de imagen. Por lo tanto, en otra realización especialmente ventajosa de la invención, al menos parte de la protección está dividida en una pluralidad de secciones. Sin embargo, para que las distintas secciones funcionen juntas como una sola protección, en otra realización especialmente ventajosa de la invención, al menos dos de las secciones están conectadas de forma eléctrica por medio de un condensador.

Este condensador está dimensionado preferentemente de manera que bloquea las frecuencias más bajas que son fundamentales para que se generen las corrientes de Foucault en el interior de la protección, mientras que, al mismo tiempo, conduce las frecuencias más altas que pueden ser captadas por el primer y segundo buses comunes. De esta manera, se evitan las corrientes de Foucault, pero la protección es eficaz para las frecuencias que pueden ocultar las señales medidas.

En otra realización especialmente ventajosa de la invención, el primer bus común y el segundo bus común están dispuestos sobre diferentes caras del sustrato, y/o el primer bus común y el segundo bus común están entrelazados a lo largo de, al menos, parte de la trayectoria de señal entre, al menos, un receptor y los medios de análisis del espectro. Esto reduce las corrientes inducidas en modo común por la RM y los campos magnéticos parásitos.

Preferentemente, el sustrato (placa de circuito) está protegido por una cubierta de plástico que es biocompatible y está sellada de forma hermética.

Cuando hay que detectar el latido cardíaco de un feto humano, una dificultad adicional es que el feto se puede mover dentro del útero, de modo que las ondas ultrasónicas del transmisor dejan de reconocer su corazón. Si esto pasa, desaparece la señal de activación para la obtención de imágenes por RM del corazón fetal. Debido a que la madre tiene que acostarse en una posición muy incómoda dentro del aparato de RM, cosa que no es posible durante un período prolongado de tiempo, la pérdida de la señal de activación generalmente significa que debe interrumpirse el examen completo del corazón fetal y repetirse más adelante. El movimiento intrauterino del feto puede ser provocado, en especial, por el fuerte ruido intimidante generado por la RM.

Para eliminar este inconveniente, en otra realización especialmente ventajosa de la invención, la unidad transeptora comprende una pluralidad de transmisores y/o receptores y los medios de evaluación comprenden medios de seguimiento para determinar qué transmisores y/o receptores cubren la posición actual del corazón del paciente, de modo que las ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler puedan ser registradas por, al menos, un receptor y evaluadas por los medios de evaluación. Los transmisores, por ejemplo, pueden disponerse en grupos y pueden activarse en grupo o individualmente. Los transmisores y/o los receptores, por ejemplo, se pueden distribuir sobre una gran área en la que se espera que se mueva el feto. Preferentemente, los transmisores y/o los receptores están dispuestos sobre una almohadilla flexible que se puede colocar sobre el útero de la madre, para que cada punto del útero donde pueda ubicarse el corazón fetal quede cubierto por, al menos, un transmisor y/o receptor. Por lo tanto, independientemente de la dirección en la que se mueva el feto, se podrá disponer de la detección constante de los latidos cardíacos del feto y, por lo tanto, de una señal de activación continua para la RM.

Ventajosamente, los medios de evaluación comprenden medios de retroalimentación que controlan la operación de la pluralidad de transmisores, en donde los medios de retroalimentación están configurados para encender solo aquellos transmisores que hayan sido identificados, por los medios de seguimiento, como los que cubren la posición actual del corazón del paciente. Por lo tanto, no se transmiten ultrasonidos innecesarios que pudieran provocar la aparición de artefactos.

En una realización ventajosa adicional de la invención, la trayectoria de señal entre al menos un receptor y los medios de análisis del espectro comprende, al menos, una trampa de ondas estacionarias, configurada para bloquear la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM y/o para evitar el acoplamiento entre la trayectoria de la señal y la radiofrecuencia ω_R de la RM. Esto evita la introducción de señales de modo común en el cableado y evita el posible calentamiento del cable. Dicho calentamiento podría dañar al paciente, quemando su piel, o incluso podría constituir un peligro de incendio. Adicionalmente, la imagen de RM puede verse significativamente alterada si la radiofrecuencia transmitida ω_R de la RM se induce en la trayectoria de señal.

Preferentemente, la trampa de ondas estacionarias está formada por un cable coaxial con un conductor interno y una protección conductora externa. Este puede ser, en concreto, el mismo cable coaxial que transporta la señal. El cable coaxial está enrollado en una bobina, de modo que se forma una primera bobina en el conductor interno y se forma una segunda bobina en la protección conductora. La segunda bobina de la protección conductora externa está unida por un condensador, que forma la trampa de ondas estacionarias en combinación con dicha segunda bobina de la protección conductora externa.

Así mismo, si se utilizan varios elementos piezoeléctricos, por ejemplo, sobre un sustrato flexible, para crear un área grande para la recepción de señales, pueden ser necesarias varias trayectorias de señal. Las trayectorias de señal también pueden acoplarse a la radiofrecuencia de la RM, cosa que debe evitarse para evitar el calentamiento de las trayectorias de señal y los artefactos en las imágenes de RM. Esto puede conseguirse, en especial, con circuitos

resonantes en paralelo, compuestos por un condensador paralelo y un inductor, sintonizados a la frecuencia de resonancia de la RM, que se colocan dentro de cada trayectoria de señal.

5 En una realización especialmente ventajosa de la invención, la trayectoria de señal entre al menos un receptor y los medios de análisis del espectro comprende una pluralidad de trampas de ondas estacionarias, de modo que en el campo ω_R de radiofrecuencia del aparato de RM, la señal viaja no más de una cuarta parte de la longitud de onda λ correspondiente a dicha radiofrecuencia ω_R antes de atravesar una primera u otra trampa de ondas estacionarias. El campo magnético dentro del aparato de RM es muy heterogéneo y puede provocar un calentamiento localizado del cableado.

10 Si cualquier corriente acoplada al cableado por el campo de radiofrecuencia no puede viajar más allá de $\lambda/4$ y si se atenúa mínimamente -30 dB, el calentamiento y los artefactos de imagen correspondientes se pueden evitar de manera efectiva.

15 Preferentemente, la trayectoria de señal entre al menos un receptor y los medios de análisis del espectro comprende un filtro de paso banda que rechaza tanto la frecuencia de conmutación ω_G del campo gradiente del aparato de RM como la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM. La frecuencia de conmutación ω_G es del orden de 200 kHz o menos, mientras que la frecuencia de las ondas ultrasónicas utilizadas para examinar el corazón del paciente es del orden de 1 MHz y la radiofrecuencia ω_R es del orden de 64 MHz y más. El paso banda puede centrarse preferentemente en la frecuencia de las ondas ultrasónicas. El ancho del filtro paso de banda debe ser, al menos, lo suficientemente grande como para alojar tanto la frecuencia de la onda ultrasónica transmitida como la frecuencia de la onda ultrasónica recibida con el máximo desplazamiento Doppler posible.

25 Ventajosamente, al menos parte de los medios de evaluación están protegidos por una carcasa que comprende fibra de carbono conductora. Mientras que dicha carcasa sirve como una jaula de Faraday en forma de carcasa metálica, la generación de corrientes de Foucault y campos magnéticos parásitos asociados se reduce considerablemente.

30 La divulgación presentada anteriormente también enseña a proporcionar un sistema que comprende un aparato de tomografía por resonancia magnética (RM) y un dispositivo para detectar los latidos cardíacos de un paciente según la presente invención. La entrada de activación del aparato de RM que activa la obtención de imágenes está acoplada a los medios determinantes de dicho dispositivo para recibir el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco del paciente, para que la obtención de imágenes se active en este momento t_1, t_2, t_3, t_4 . La mayor precisión de detección de los latidos cardíacos y la resistencia mejorada de esta detección frente a la interferencia de la RM hace que la activación de la obtención de imágenes sea más fiable. La fiabilidad de la activación, a su vez, mejora la calidad de la imagen RM final. Además, la activación también es resistente al movimiento intrauterino del feto, de modo que este movimiento ya no provoque la interrupción del examen de RM.

Descripción de los dibujos

40 Otras realizaciones ventajosas de la invención se detallan en la descripción de las figuras, donde esta descripción no limitará el alcance de la invención. Las figuras muestran:

Figura 1: Realización del dispositivo 1 y del sistema 100 según la presente invención.

45 Figura 2: Extracción del momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a fuera de la señal que depende del tiempo 51 del receptor 5.

Figura 3: Unidad transreptora 13 optimizada para ser compatible con el aparato de RM 3.

50 Figura 4: Unidad transreptora 13, optimizada además para el seguimiento del movimiento intrauterino de un feto.

Figura 5: Montaje de una unidad transreptora 13 con un sustrato flexible 16 adaptada para aplicarla en el útero de la madre 2c.

55 Figura 6: Una realización adicional de una unidad transreptora 13 adaptada para utilizarla en un paciente adulto 2.

Figura 7: Interconectar los medios de evaluación 6 con el receptor 5 y la entrada de activación 31 del aparato de RM 3.

60 Figura 8: Protección 20 del sustrato 16 conectada a un cable coaxial 21.

Figura 9: División de la protección 20 en secciones 20a-20d conectadas por condensadores 20e-20h.

65 La figura 1 muestra una realización del dispositivo 1 para detectar los latidos cardíacos 2a de un paciente 2 y sincronizar la obtención de datos de un aparato de RM 3. El paciente 2 se encuentra dentro del aparato de RM 3, donde se obtendrán imágenes de su corazón 2b. Para activar esta obtención de imágenes, se utiliza el dispositivo 1.

El dispositivo 1 comprende un transmisor 4 de ondas ultrasónicas 4a y un receptor 5 de ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler 5a. El transmisor 4 y el receptor 5 están integrados en un solo componente 4, 5. La señal que depende del tiempo 51 del receptor 5 se introduce en los medios de evaluación 6 por medio de un cable coaxial 81 con un conductor interno 82 y una protección conductora externa 83. Un tramo de este cable coaxial 81 está enrollado en una bobina 81a, formando así una primera bobina 84 en el conductor interno 82 y una segunda bobina 85 en la protección conductora externa 83. La segunda bobina 85 de la protección conductora externa 83 está unida por un condensador 86, de modo que esta segunda bobina 85 y el condensador 86 juntos forman una trampa de ondas estacionarias 8 que forma parte del dispositivo 1. La frecuencia de resonancia de la trampa de ondas estacionarias 8 se configura con la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM 3.

Los medios de evaluación 6 están protegidos en una carcasa 65 que comprende fibra de carbono conductora para reducir la generación de corrientes de Foucault y campos magnéticos asociados. La señal que depende del tiempo 51 contiene interferencia procedente de dos fuentes en el aparato de RM 3, en concreto, de la conmutación de los campos gradientes a la frecuencia ω_G y de los pulsos de radiofrecuencia con la frecuencia ω_R . Para eliminar ambas fuentes de interferencia, la señal 51 se filtra primero por medio de un filtro de paso banda analógico 61 que solo deja pasar una banda de frecuencia $\omega_U \pm \Delta\omega$, en donde ω_U es la frecuencia de las ondas ultrasónicas transmitidas 4a y $\Delta\omega$ es el desplazamiento Doppler que las ondas ultrasónicas recibidas 5a han experimentado debido al rápido movimiento del corazón 2b del paciente 2. Después, la señal 51 luego pasa a través de un extremo delantero analógico 62 que recibe ampliificaciones, demodula y filtra la señal 51 de nuevo y, por lo tanto, solo las señales con los componentes de frecuencia del desplazamiento Doppler $\Delta\omega$ permanecen en la señal 51a. La demodulación también se puede realizar en el dominio digital.

La señal filtrada 51a pasa después a través de los medios de análisis del espectro 63 que la descomponen en componentes de frecuencia. Dado que un solo latido cardíaco 2a del paciente 2 es un evento aperiódico que se repite periódicamente en un período correspondiente a la frecuencia cardíaca del paciente 2, algunos componentes de frecuencia 51b variarán periódicamente en el tiempo con el mismo período. Estos componentes de frecuencia son evaluados adicionalmente por los medios de determinación 64 para generar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a del paciente 2. Por el contrario, los componentes de frecuencia en la señal 51a que se producen por el ruido o el movimiento espontáneo no son periódicos y pueden quedar marginados. La trayectoria de la señal desde el receptor 5 hasta la entrada del medio de análisis del espectro 63 está marcada con el número 52.

La señal filtrada 51a, los componentes de frecuencia variables en el tiempo 51b y el momento t_1, t_2, t_3, t_4 de los latidos cardíacos se introducen en medios de seguimiento 66 que controlan si el corazón 2b del paciente 2 todavía se encuentra dentro del alcance del transceptor 4, 5. Si el corazón 2b se ha salido de este rango, de modo que ya no se puede detectar el latido cardíaco 2a, los medios de retroalimentación 67 que se combinan con los medios de seguimiento 66 apagan este transceptor 4, 5 y encienden un transceptor diferente 4, 5 que cubre la nueva posición del corazón 2b, para que así se pueda reanudar la detección del latido cardíaco 2a.

El momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a se envía a una unidad de visualización 7 donde el médico especialista puede controlarlo directamente. Sin embargo, el objetivo principal del momento evaluado t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a es servir de señal de activación para la obtención de imágenes en el aparato de RM 3. Con este fin, el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a se introduce en un puerto de activación 31 del aparato de RM 3 por medio de una conexión de cable normal o por medio de una conexión inalámbrica. Una conexión inalámbrica tiene la ventaja adicional de que no puede crear ningún bucle de tierra. Por la misma razón, los medios de evaluación 6 funcionan con batería.

La figura 2 ilustra con más detalle la extracción del momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco 2a desde la señal filtrada que depende del tiempo 51a. El diagrama (a) muestra la amplitud A de la señal Doppler filtrada 51a durante el tiempo t. A partir de esta señal en bruto, los medios de análisis del espectro 63 extraen los componentes de frecuencia 51b con una amplitud variable en el tiempo A. Con este fin, la señal 51a se descompone en componentes de frecuencia en el tiempo de muestreo t y se controla cuál de esos componentes de frecuencia varía en el tiempo. El diagrama (b) muestra la descomposición de la señal 51a en componentes de frecuencia 51b en un punto temporal t_0 . La descomposición se puede hacer mediante transformada rápida de Fourier (TRF) discreta, bancos de filtros o cualquier otro medio apropiado.

El diagrama (b) de la figura 2 muestra solo aquellos componentes de frecuencia 51b que varían en el tiempo, con amplitudes $A(t_0)$ que corresponden a la densidad de potencia espectral de los respectivos componentes de frecuencia 51b. Cabe señalar que los componentes de frecuencia causados por el ruido pueden tener amplitudes $A(t_0)$ que son al menos tan grandes, o incluso más grandes que las amplitudes $A(t_0)$ de los componentes de frecuencia variables en el tiempo 51b. Sin embargo, los componentes de frecuencia del ruido se pueden descartar fácilmente porque no varían periódicamente en el tiempo y varían en el tiempo en el rango de >3 Hz, mientras que el rango del latido es $<2,5$ Hz.

El diagrama (c) de la figura 2 muestra la variación en el tiempo de la amplitud A(t) de un componente de frecuencia variable en el tiempo 51b. Dentro del rango del diagrama (c), la amplitud A(t) asume cuatro máximos m_a, m_b, m_c y m_d en los tiempos t_a, t_b, t_c y t_d , respectivamente. La amplitud A(t) también asume cuatro mínimos m_e, m_f, m_g y m_h en los tiempos t_e, t_f, t_g y t_h .

Como se muestra en el diagrama (d) de la figura 2, se generan las ventanas de interés 53a, 53b, 53c y 53d en el tiempo a partir de los tiempos t_a , t_b , t_c y t_d , en los que amplitud $A(t)$ asume un máximo en el diagrama (c). Cada ventana 53a, 53b, 53c y 53d tiene una longitud fija Δt . Dentro de cada ventana 53a, 53b, 53c y 53d, los medios de determinación 64 examinan la señal original que depende del tiempo 51a para buscar la aparición del máximo más alto. En cada una de las ventanas 53a, 53b, 53c y 53d, este máximo se produce en los tiempos t_1 , t_2 , t_3 y t_4 con valores de amplitud $A(t)$ b_1 , b_2 , b_3 y b_4 , respectivamente. Este representa la onda E y es seguido por un máximo más pequeño que representa la onda A. Los tiempos t_1 , t_2 , t_3 y t_4 son el resultado final de los medios de determinación 64. Los datos analizados en la figura 2 fueron obtenidos de un paciente adulto.

La figura 3 detalla una unidad transceptora 13 que está optimizada para ser compatible con el aparato de RM 3. Esta realización está adaptada para la detección del latido cardíaco 2a de un feto 2, pero no presenta compensación para el movimiento intrauterino del feto 2. La unidad transceptora 13 comprende un sustrato 16 con una cara superior 16a y una cara inferior 16b. La subfigura (a) muestra los componentes visibles en ambas caras 16a y 16b del sustrato 16. La subfigura (b) solo muestra los componentes visibles en la cara superior 16a, con la excepción de los transceptores 4, 5 que están montados sobre la cara inferior 16b, pero que se muestran en la subfigura (b) mediante contornos discontinuos para mayor claridad. La subfigura (c) solo muestra los componentes visibles en la cara inferior 16b.

Cada transceptor 4, 5, que combina la función de un transmisor 4 de ondas ultrasónicas 4a y la función de un receptor 5 de ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler 5a, tiene un primer terminal 9 y un segundo terminal 10. Los primeros terminales 9 están conectados por líneas secundarias 14 a un primer bus común 11. Los segundos terminales 10 están conectados por líneas de secundarias 15 a un segundo bus común 12. Los primeros terminales 9 y las líneas secundarias 14 están todos sobre la cara superior 16a del sustrato 16, mientras que los segundos terminales 10 y las líneas secundarias 15 están todos en la cara inferior 16b del sustrato 16.

Los primeros terminales 9 de los transceptores 4, 5 son terminales positivos (más), mientras que los segundos terminales 10 de los transceptores 4, 5 son terminales negativos (menos). El segundo bus común 12 que interconecta los segundos terminales 10 está conectado a través de una trampa de ondas estacionarias 8 al exterior.

Como se muestra en una vista en sección en la subfigura (d) y en la subfigura (e) en una vista en perspectiva, ambos buses comunes 11 y 12 se colocan intercalando el sustrato 16 y están entrelazados entre sí. Esta disposición del cableado contiene la menor cantidad posible de simetrías y estructuras circulares, de modo que tanto el acoplamiento de pulsos de radiofrecuencia en los buses 11 y 12 como la generación de campos magnéticos parásitos por las corrientes que fluyen a través de los buses 11 y 12 se minimizan.

La figura 4 muestra otra realización de una unidad transceptora 13 que está adaptada específicamente para compensar el movimiento intrauterino de un feto 2 durante un examen con RM. El sustrato 16 es una almohadilla flexible grande diseñada para adaptarse a la forma del útero materno 2c. Los transceptores 4, 5 están dispuestos en una pluralidad de grupos 17a-17h, pero también pueden disponerse de forma individual. Incluso si los transceptores están dispuestos en grupos, sus funciones de transmisión pueden activarse de forma individual y sus receptores pueden ser leídos individualmente. En este ejemplo agrupado, cada grupo 17a-17h tiene un primer bus común separado 11a-11h que conecta los primeros terminales 9 de todos los transceptores 4, 5 en el grupo 17a-17h. Todos los grupos 17a-17h comparten un segundo bus común 12 que está conectado a un potencial de tierra. Cada grupo 17a-17h tiene su propia trampa de ondas estacionarias 8 a través de la que tienen que pasar todas las señales que salen de este grupo 17a-17h en ambos autobuses 11a-11h, 12. En su trayectoria adicional en la dirección horizontal en la perspectiva de la figura 4, las señales tienen que pasar más trampas de ondas estacionarias 8. Las trampas de ondas estacionarias 8 están dispuestas de modo que ninguna señal pueda viajar más de un cuarto de la longitud de onda correspondiente a la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM 3 sin golpear la primera u otra trampa de ondas estacionarias 8. Esto garantiza que, sin importar en qué parte del sustrato extendido 16 lo haga, un pulso de radiofrecuencia se acoplará en alguna parte del cableado, hecho que no provocará un calentamiento local potencialmente peligroso de este cableado y reducirá los artefactos de imagen relacionados con la RM.

La figura 5 detalla el ensamblaje de la realización mostrada en la figura 4, así como su uso. El sustrato flexible 16 consiste en una esterilla de plástico flexible 16c y una placa de circuito impreso flexible 16d sobre la que está impreso todo el cableado (por ejemplo, las líneas secundarias 14). Los transceptores 4, 5 están colocados tanto en la esterilla de plástico flexible 16c como en la placa de circuito impreso flexible 16d. La esterilla de plástico 16c y la placa de circuito impreso 16d están unidas de forma hermética mediante encolado.

Para controlar los latidos cardíacos 2a de un feto 2 dentro de un útero 2d, la unidad transceptora 13 se coloca sobre el útero materno 2c con la esterilla de plástico flexible 16c orientada hacia el útero 2c. Cuando el feto 2 se mueve dentro del útero 2d, el corazón 2b del feto 2 puede moverse fuera del rango de detección de uno de los transceptores 4, 5 y dentro del rango de detección de otro de los transceptores 4, 5, de los cuales solo tres se muestran en la figura 5 para mayor claridad. Los medios de seguimiento 66 registran este movimiento intrauterino e indican a los medios de retroalimentación 67 que enciendan los transceptores correctos 4, 5 para garantizar una detección ininterrumpida de los latidos cardíacos 2a.

La figura 6 ilustra otra realización adicional de una unidad transceptora 13 que está adaptada para su uso en un paciente adulto 2. La subfigura (a) muestra una vista lateral en sección, la subfigura (b) muestra una vista superior.

5 Dado que el latido cardíaco de un adulto produce una señal mucho más fuerte, solo se requiere un transceptor 4, 5. El transceptor 4, 5 se instala en una placa de circuito impreso 16 dentro de una carcasa 19 y se conecta mediante una capa acústica complementaria 18 a esta carcasa 19. El primer terminal (positivo, más) 9 del transceptor 4, 5 está conectado por una línea secundaria 14 al conductor interno 82 del cable de señal coaxial 81. El segundo terminal (negativo, menos) 10 del transceptor 4, 5 está conectado por una línea secundaria 15 a la protección conductora externa 83 del cable de señal coaxial 81. Se instala una trampa de ondas estacionarias 8 entre el segundo terminal 10 del transceptor 4, 5 y la protección conductora externa 83.

15 La figura 7 detalla la interfaz de los medios de evaluación 6 con el receptor 5 y la entrada de activación 31 del aparato de RM 3. La señal 51 del receptor 5 primero pasa a través del filtro de paso banda analógico 61, que solo permite que pasen frecuencias en el rango $\omega_0 \pm \Delta\omega$. El extremo delantero analógico 62 recibe, amplifica, demodula y filtra la señal 51 hasta conseguir la señal 51a. La demodulación también se puede realizar en el dominio digital corriente adelante del extremo delantero analógico 62, siempre que se realice antes de la descomposición de la señal 51a en componentes de frecuencia. El extremo delantero analógico 62 es el punto de entrada y salida de un microcontrolador 70 que comprende, además, un convertidor de analógico-digital y digital-analógico combinado 68, así como un procesador de señales digitales 69 que implementa la función de los medios de análisis del espectro 63 y los medios de determinación 64.

25 La figura 8 muestra una unidad transceptora 13 según una realización, en la que el sustrato dieléctrico común 16 sobre el que están montados los transceptores 4, 5 está rodeado por una protección conductora 20. La unidad transceptora 13 está conectada a un cable coaxial 21 que comprende un conductor interno 21a, un conductor externo de conexión a tierra 21b, que sirve para proteger el conductor interno 21a, y un revestimiento de plástico 21c. El conductor interno 21a del cable 21 está conectado al primer bus común 11 sobre el sustrato 16, mientras que el conductor externo 21b del cable 21 está conectado a la protección 20. La protección 20 está a su vez conectada al segundo bus común 12 sobre el sustrato 16.

30 En la figura 8 se muestran dos variantes. La figura 8a muestra una primera variante donde los transceptores 4, 5 están completamente cubiertos por la protección 20. La figura 8b muestra una segunda variante donde los transceptores 4, 5 sobresalen a través de la protección 20, de modo que la protección 20 no impida en ningún caso el acoplamiento de las ondas ultrasónicas transmitidas y reflejadas.

35 La figura 9 detalla la división de una protección 20 en cuatro secciones 20a-20d. Las secciones están conectadas entre sí a través de condensadores 20e-20h. Las frecuencias más bajas que son principalmente relevantes para la generación de corrientes de Foucault están bloqueadas por los condensadores 20e-20h para que, así, la protección 20 no se caliente. Las frecuencias más altas que tienen el potencial de interferir con la medición pasan los condensadores y, por lo tanto, son cortocircuitadas por la protección 20.

40

Lista de números de referencia

1	dispositivo
2	paciente (adulto o feto)
2a	latido cardíaco del paciente 2
2b	corazón del paciente 2
2c	útero de la madre
2d	útero
3	aparato de RM
4	transmisor ultrasónico
4a	ultrasonido transmitido por el transmisor 4
5	receptor ultrasónico
5a	ultrasonido recibido por el receptor 5
6	medios de evaluación
7	unidad de visualización
8	trampa de ondas estacionarias

ES 2 793 305 T3

9	primer terminal
10	segunda terminal
11	primer bus común
12	segundo bus común
13	unidad transceptora
14	líneas secundarias hacia el primer bus común 11
15	líneas secundarias hacia el segundo bus común 12
16	sustrato
16a, 16b	caras superior e inferior del sustrato 16
16c	esterilla de plástico flexible del sustrato 16
16d	placa de circuito impresa flexible del sustrato 16
17a-17h	grupos de transceptores 4, 5
18	capa acústica complementaria
19	carcasa
20	protección conductora
20a-20d	secciones de la protección conductora 20
20e-20h	condensadores entre secciones 20a-20d
21	cable de conexión a los buses comunes 11, 11a-h y 12
21a, 21b	conductores concéntricos del cable 21
21c	revestimiento plástico del cable 21
31	entrada de activación del aparato de RM 3
51	señal que depende del tiempo del receptor 5
51a	Señal Doppler filtrada variable en el tiempo obtenida a partir de la señal 51
51b	componentes de frecuencia de la señal 51a
52	trayectoria de señal desde el receptor 5 hasta los medios de análisis del espectro 63
53a-53d	ventana de interés (WOI)
61	filtro de paso banda analógico
62	extremo delantero analógico
63	medios de análisis del espectro
64	medios de determinación
65	carcasa de los medios de evaluación 6
66	medios de seguimiento
67	medios de retroalimentación
68	convertidor analógico-digital
69	procesador de señales digitales
70	microcontrolador
81	cable coaxial
81a	bobina formada en el cable coaxial 81
82	conductor interno del cable coaxial 81
83	protección conductora externa del cable coaxial 81

ES 2 793 305 T3

84	primera bobina formada en el conductor interno 81
85	segunda bobina formada en la protección conductora externa 83
86	condensador
100	sistema
A	amplitud (dominio de tiempo)/densidad de potencia espectral (dominio ω)
b_1, b_2, b_3, b_4	amplitudes de máximos de la onda E en la señal 51
m_a, m_b, m_c, m_d	amplitudes de máximos en el componente de frecuencia 51a
m_e, m_f, m_g, m_h	amplitudes de mínimos en el componente de frecuencia 51a
t	tiempo
Δt	longitud de las ventanas 53a-53d
t_a, t_b, t_c, t_d	momentos de máximos en el componente de frecuencia 51a
t_e, t_f, t_g, t_h	momentos de mínimos en el componente de frecuencia 51a
t_0	punto temporal para la generación del diagrama (b) en la figura 2
t_1, t_2, t_3, t_4	momento del latido cardíaco 2a del paciente 2
ω_G	frecuencia de conmutación del campo de gradiente en el aparato de RM 3
ω_R	campo de radiofrecuencia en el aparato de RM 3
ω_U	frecuencia de ultrasonidos 4a
$\Delta\omega$	desplazamiento Doppler máximo de ultrasonidos 5a

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (1) para detectar el latido cardíaco (2a) de un paciente (2), preferentemente durante la obtención de imágenes en un aparato de obtención de imágenes por resonancia magnética (RM) (3) u otro aparato de obtención de imágenes, que comprende un transmisor (4) de ondas ultrasónicas (4a), un receptor (5) de ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler (5 a) y medios de evaluación (6) acoplados al receptor (5) y configurados para evaluar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 de un latido cardíaco (2a) del paciente (2) fuera de la señal que depende del tiempo (51) del receptor (5), en donde dichos medios de evaluación (6) comprenden:
- medios de análisis del espectro (63), configurados para extraer de la señal que depende del tiempo (51,51a) proporcionada por el receptor (5), al menos, un componente de frecuencia variable en el tiempo (51b); y
 - medios de determinación (64) configurados para evaluar el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco (2a) a partir de la variación de, al menos, uno de los componentes de frecuencia (51b) en el tiempo,
- caracterizado por que** los medios de determinación (64) están configurados para determinar una ventana de interés (WOI) (53a, 53b, 53c, 53d) en el tiempo a partir de la variación de, al menos, un componente de frecuencia (51b) en el tiempo, y para determinar el momento en que la señal que depende del tiempo (51,51a) del receptor (5) asume un máximo b_1, b_2, b_3, b_4 dentro de la WOI (53a, 53b, 53c, 53d) como el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco (2a).
2. El dispositivo (1) según la reivindicación 1, **caracterizado por que** los medios de determinación (64) están configurados para determinar la WOI (53a, 53b, 53c, 53d) como una ventana de longitud preestablecida Δt alrededor del momento t_a, t_b, t_c, t_d donde dicho al menos un componente de frecuencia que depende del tiempo (51a) asume un máximo m_a, m_b, m_c, m_d y/o como una ventana que se extiende entre dos momentos t_e, t_f, t_g, t_h , donde dicho al menos un componente de frecuencia que depende del tiempo (51b) asume un mínimo m_e, m_f, m_g, m_h .
3. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, **caracterizado por que** el dispositivo (1) comprende, además, una unidad transceptora (13) con al menos un transmisor (4) y una pluralidad de receptores (5), en donde
- cada receptor (5) tiene un primer terminal de salida (9) y un segundo terminal de salida (10),
 - cada uno de los primeros terminales de salida (9) de al menos dos receptores (5) está conectado por una línea secundaria (14) a un primer bus común (11, 11a-11h), y
 - cada uno de los segundos terminales de salida (10) de dichos al menos dos receptores (5) está conectado por una línea secundaria (15) a un segundo bus común (12).
4. El dispositivo (1) según la reivindicación 3, **caracterizado por que** el transmisor (4) y los receptores (5) están montados sobre un sustrato dieléctrico común (16), preferentemente un sustrato flexible (16).
5. El dispositivo (1) según la reivindicación 4, **caracterizado por que** el sustrato dieléctrico (16) está rodeado, al menos parcialmente, por una protección conductora (20).
6. El dispositivo (1) según la reivindicación 5, **caracterizado por que** al menos parte de la protección conductora (20) está conectada a tierra.
7. El dispositivo (1) según la reivindicación 6, **caracterizado por que** el primer bus común (11, 11a-11h) y el segundo bus común (12) están conectados a dos conductores concéntricos diferentes (21a, 21b) de un cable (21), y al menos parte de la protección conductora (20) está conectada a tierra a través del conductor más externo (21b) del cable (21).
8. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, **caracterizado por que** al menos parte de la protección (20) está dividida en una pluralidad de secciones (20a-20d).
9. El dispositivo (1) según la reivindicación 8, **caracterizado por que** al menos dos de las secciones (20a-20d) están conectadas de forma eléctrica por medio de un condensador (20e-20h).
10. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 4 a 9, **caracterizado por que** el primer bus común (11, 11a-11h) y el segundo bus común (12) están dispuestos sobre diferentes caras (16a, 16b) del sustrato (16), y/o por que el primer bus común (11, 11a-11h) y el segundo bus común (12) están entrelazados a lo largo de, al menos, parte de la trayectoria de señal (52) entre al menos un receptor (5) y los medios de análisis del espectro (63).
11. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 10, **caracterizado por que** la unidad transceptora (13) comprende una pluralidad de transmisores (4) y por que los medios de evaluación (6) comprenden medios de seguimiento (66) para determinar qué transmisores (4) y/o receptores (5) cubren la posición actual del corazón (2b) del paciente (2), de modo que las ondas ultrasónicas con desplazamiento Doppler (5a) puedan ser registradas por, al menos, un receptor (5) y evaluadas por los medios de evaluación (6).

- 5 12. El dispositivo (1) según la reivindicación 11, **caracterizado por que** los medios de evaluación (6) comprenden medios de retroalimentación (67) que controlan la operación de la pluralidad de transmisores (4), en donde los medios de retroalimentación (67) están configurados para encender solo aquellos transmisores (4) que han sido identificados, por los medios de seguimiento (66), como los que cubren la posición actual del corazón (2b) del paciente (2).
- 10 13. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, **caracterizado por que** la trayectoria de señal (52) entre al menos un receptor (5) y los medios de análisis del espectro (63) comprende, al menos, una trampa de ondas estacionarias (8) configurada para bloquear la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM (3).
- 15 14. El dispositivo (1) según la reivindicación 13, **caracterizado por que** la trampa de ondas estacionarias (8) está formada a partir de un cable coaxial (81) con un conductor interno (82) y una protección conductora externa (83), en donde el cable coaxial (81) está enrollado en una bobina (81a) de modo que se forma una primera bobina (84) en el conductor interno (82) y se forma una segunda bobina (85) en la protección conductora (83), y en donde la segunda bobina (85) en la protección conductora externa (83) está unida por un condensador (86) que forma la trampa de ondas estacionarias (8) en combinación con dicha segunda bobina (85) en la protección conductora externa (83).
- 20 15. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 13 a 14, **caracterizado por que** dicha trayectoria de señal (52) comprende una pluralidad de trampas de ondas estacionarias (8), de modo que en el campo de radiofrecuencia ω_R del aparato de RM (3), la señal (51) viaje no más de una cuarta parte de la longitud de onda λ correspondiente a dicha radiofrecuencia ω_R antes de atravesar una primera u otra trampa de ondas estacionarias (8).
- 25 16. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, **caracterizado por que** la trayectoria de señal (52) entre al menos un receptor (5) y los medios de análisis del espectro (63) comprende un filtro de paso banda (61) que rechaza tanto la frecuencia de conmutación ω_G del campo de gradiente del aparato de RM (3) como la radiofrecuencia ω_R del aparato de RM (3).
- 30 17. El dispositivo (1) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, **caracterizado por que** al menos parte de los medios de evaluación (6) están protegidos por una carcasa (65) que comprende fibra de carbono conductora.
- 35 18. Un sistema (100), que comprende un aparato de tomografía por resonancia magnética, (RM) (3) y un dispositivo (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, en donde la entrada de activación (31) del aparato de RM (3) que activa la obtención de imágenes está acoplada a los medios de determinación (64) del dispositivo (1) para recibir el momento t_1, t_2, t_3, t_4 del latido cardíaco (2a) del paciente (2), para que la obtención de imágenes se active en dicho momento t_1, t_2, t_3, t_4 .

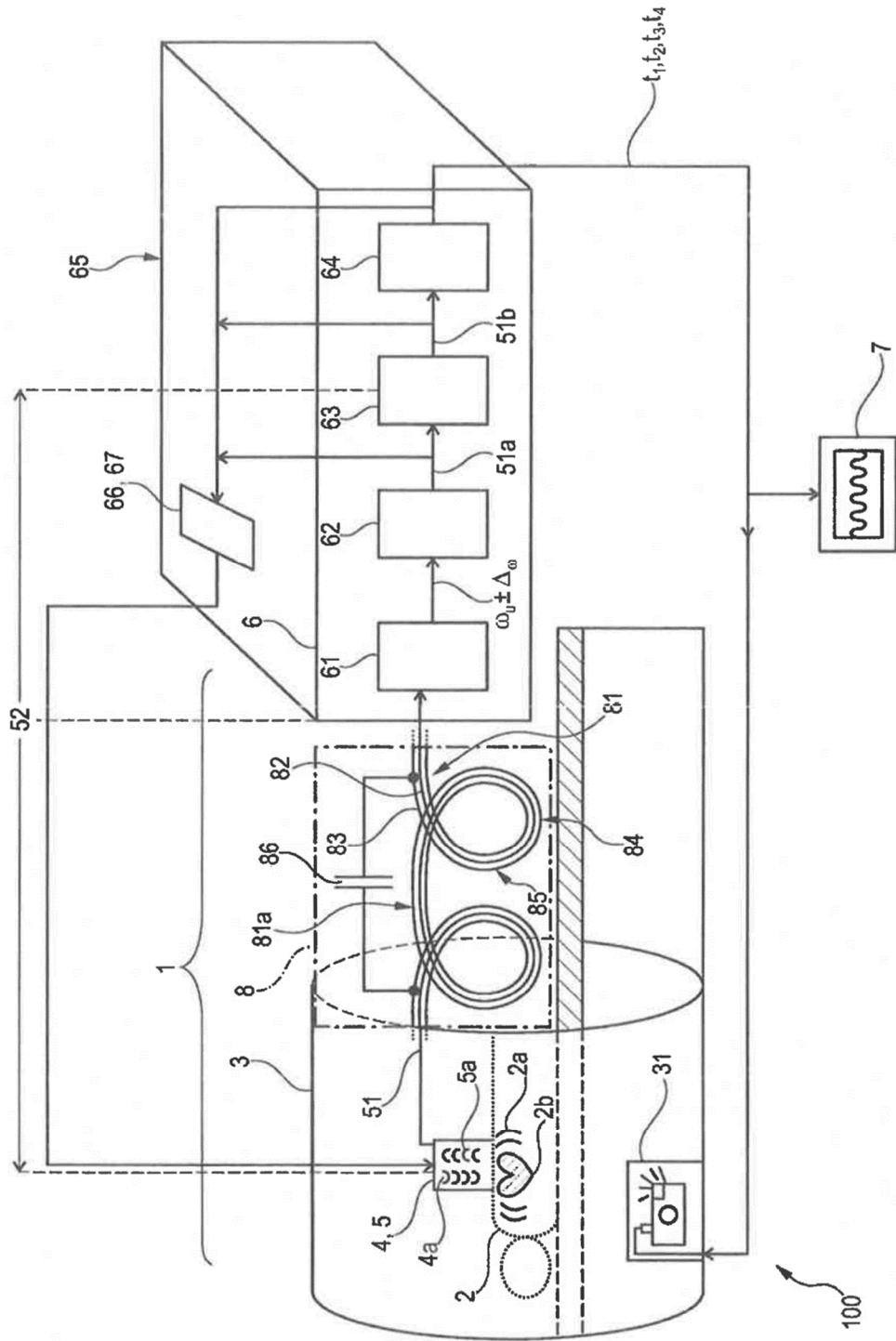


Fig. 1

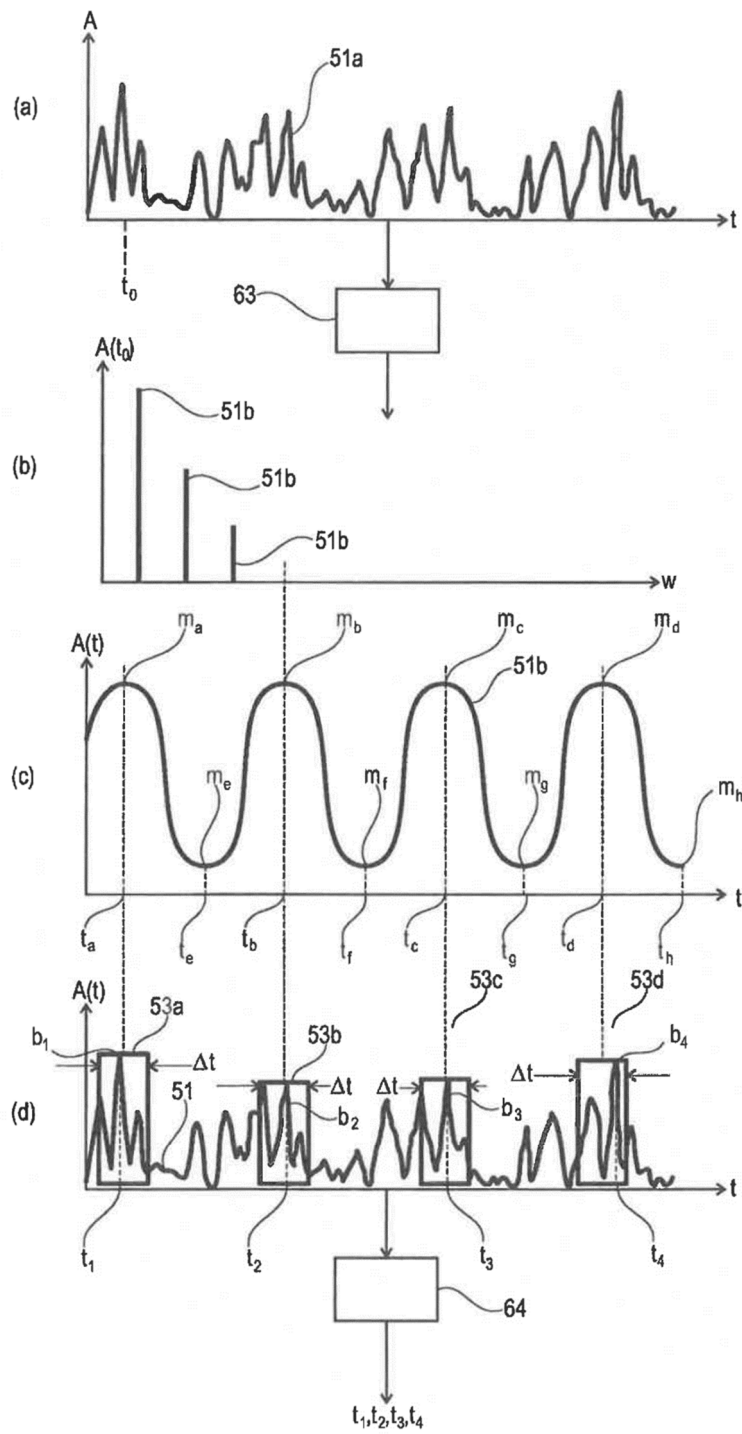


Fig. 2

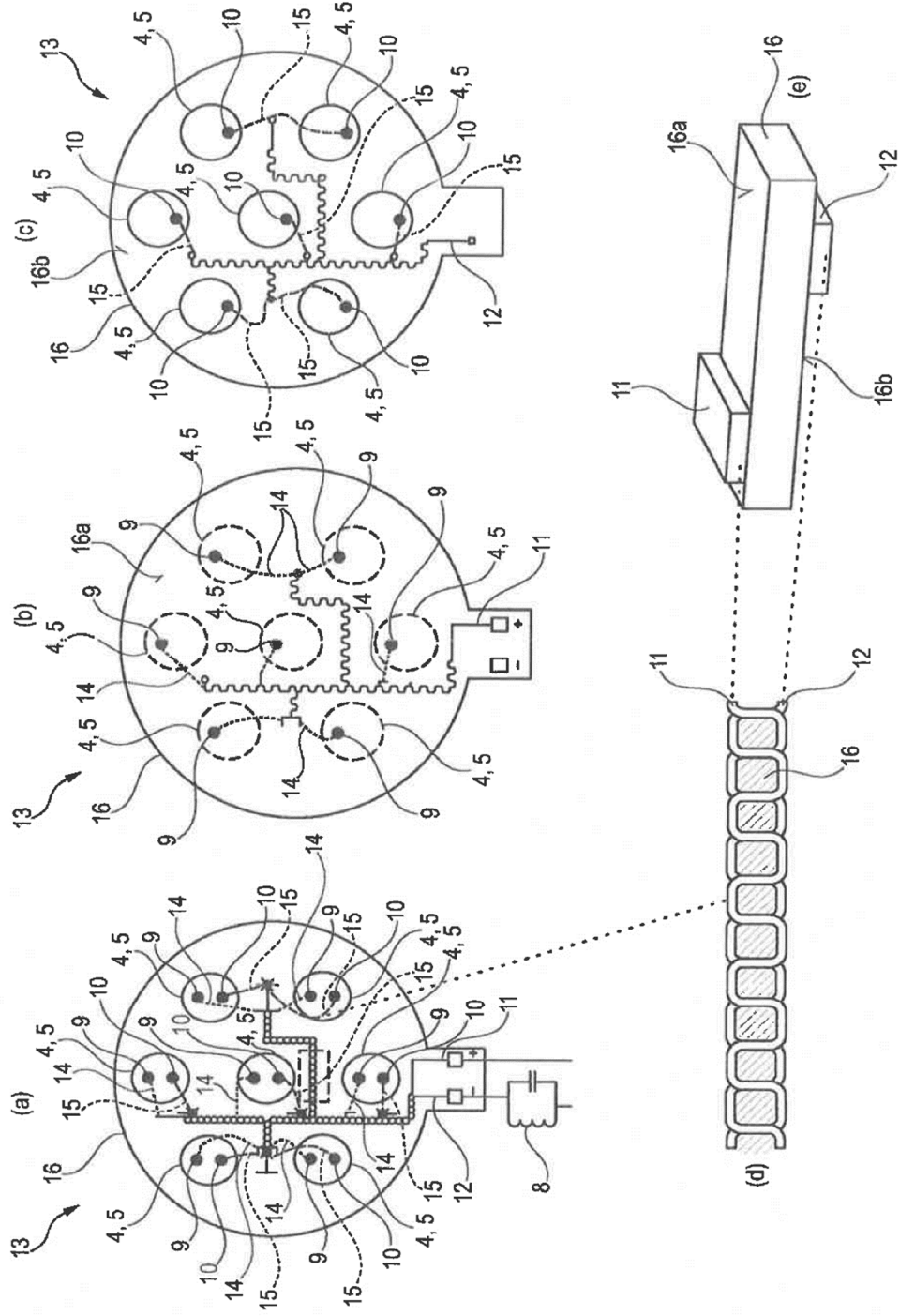


Fig. 3

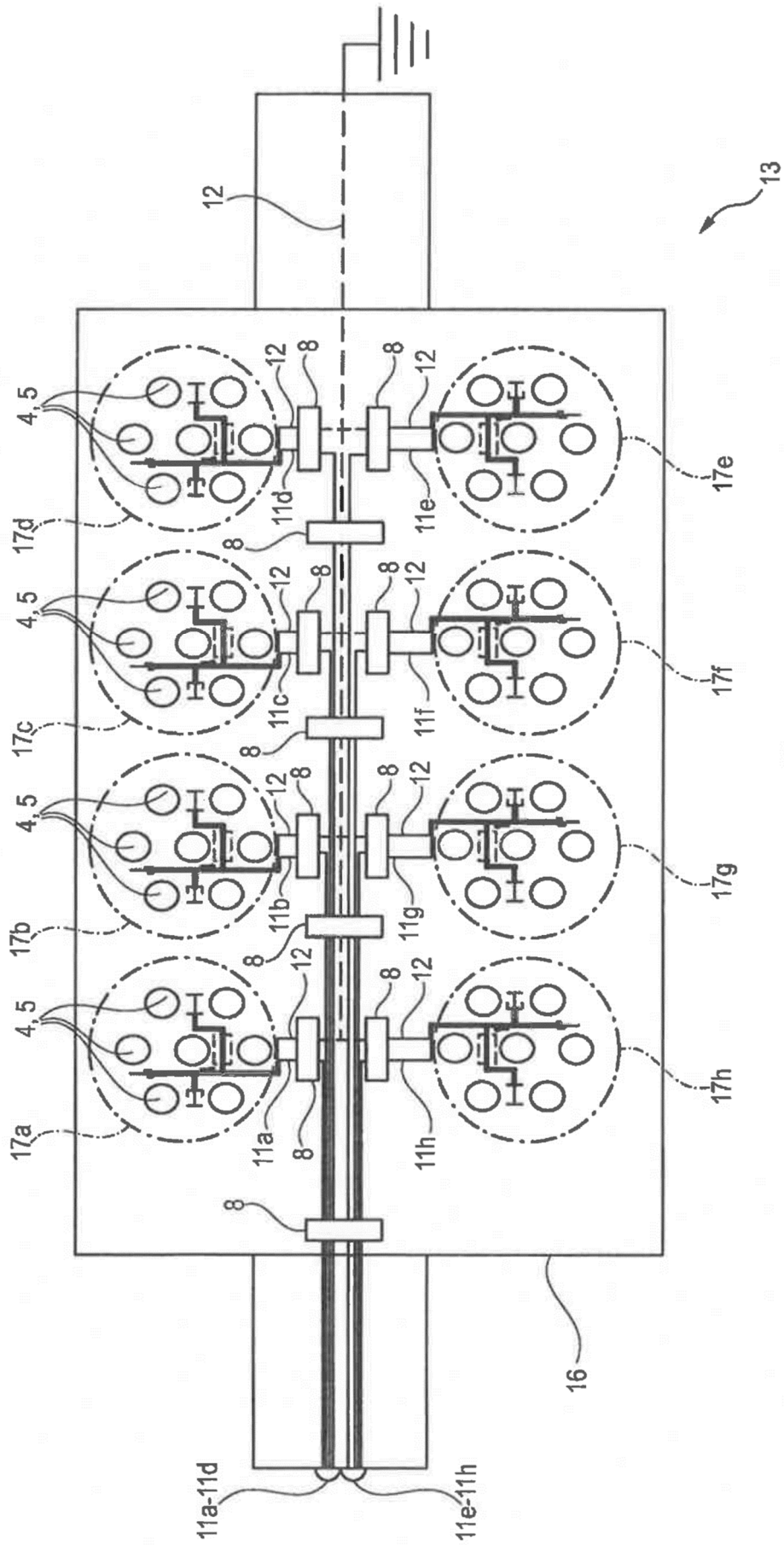


Fig. 4

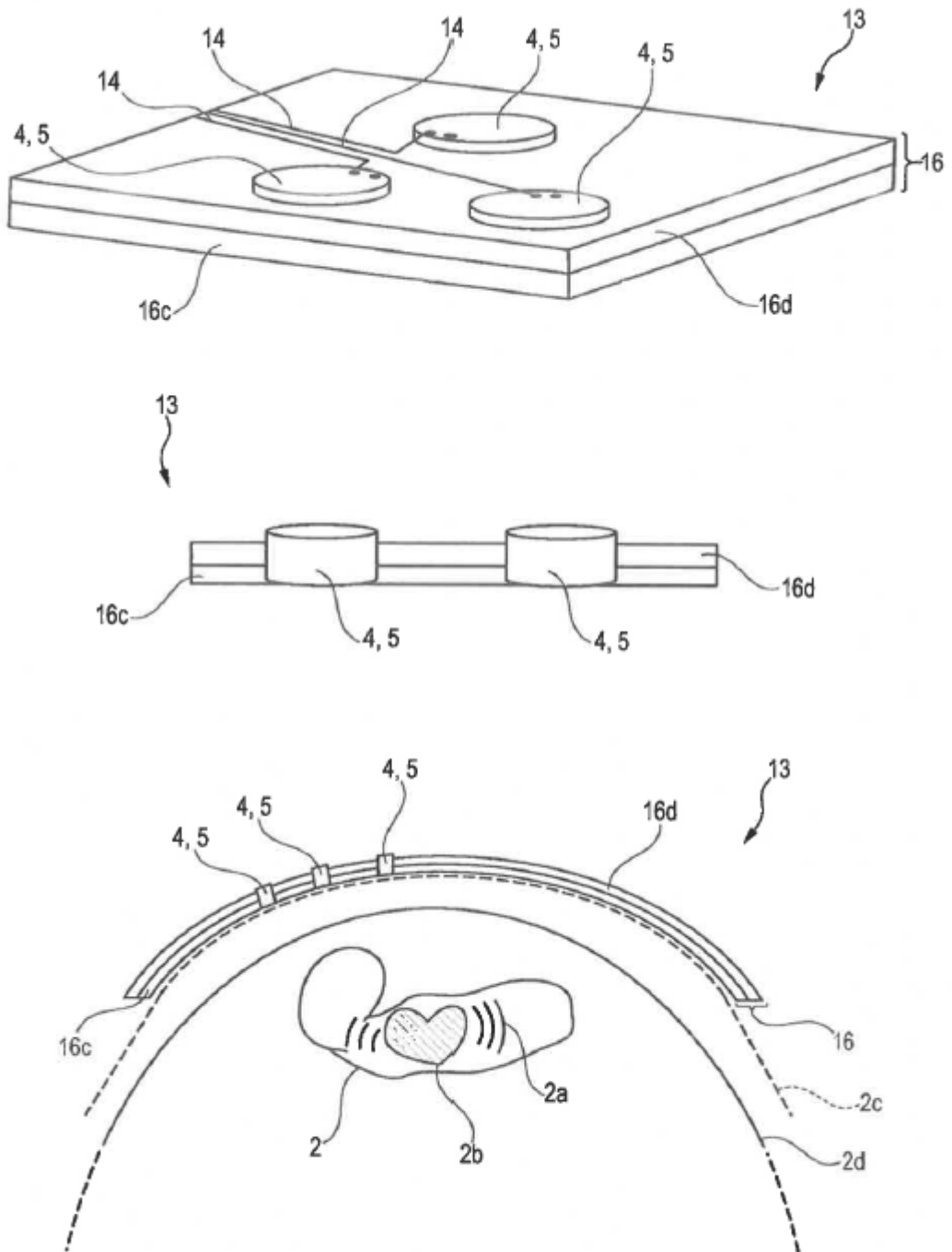


Fig. 5

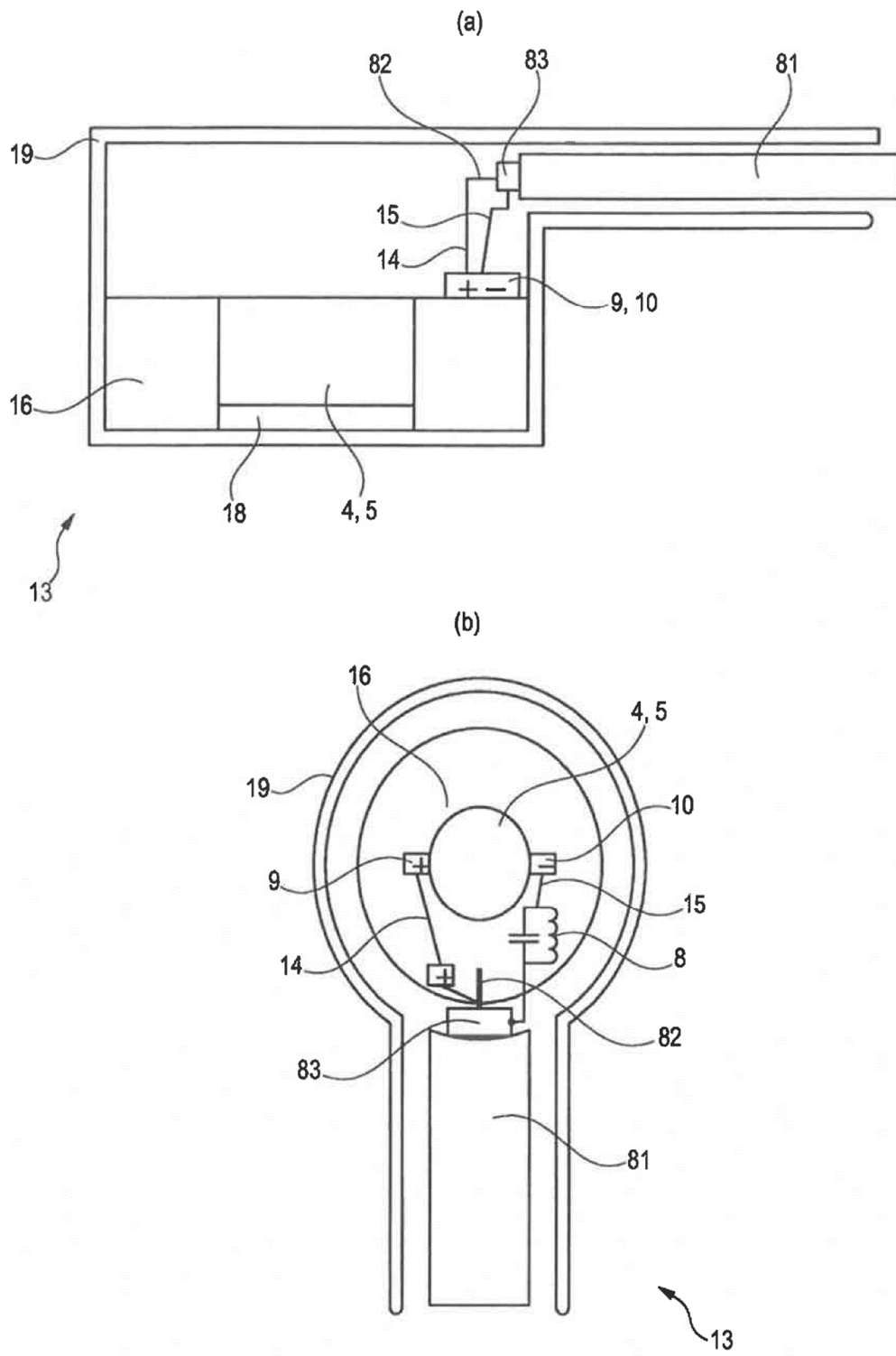


Fig. 6

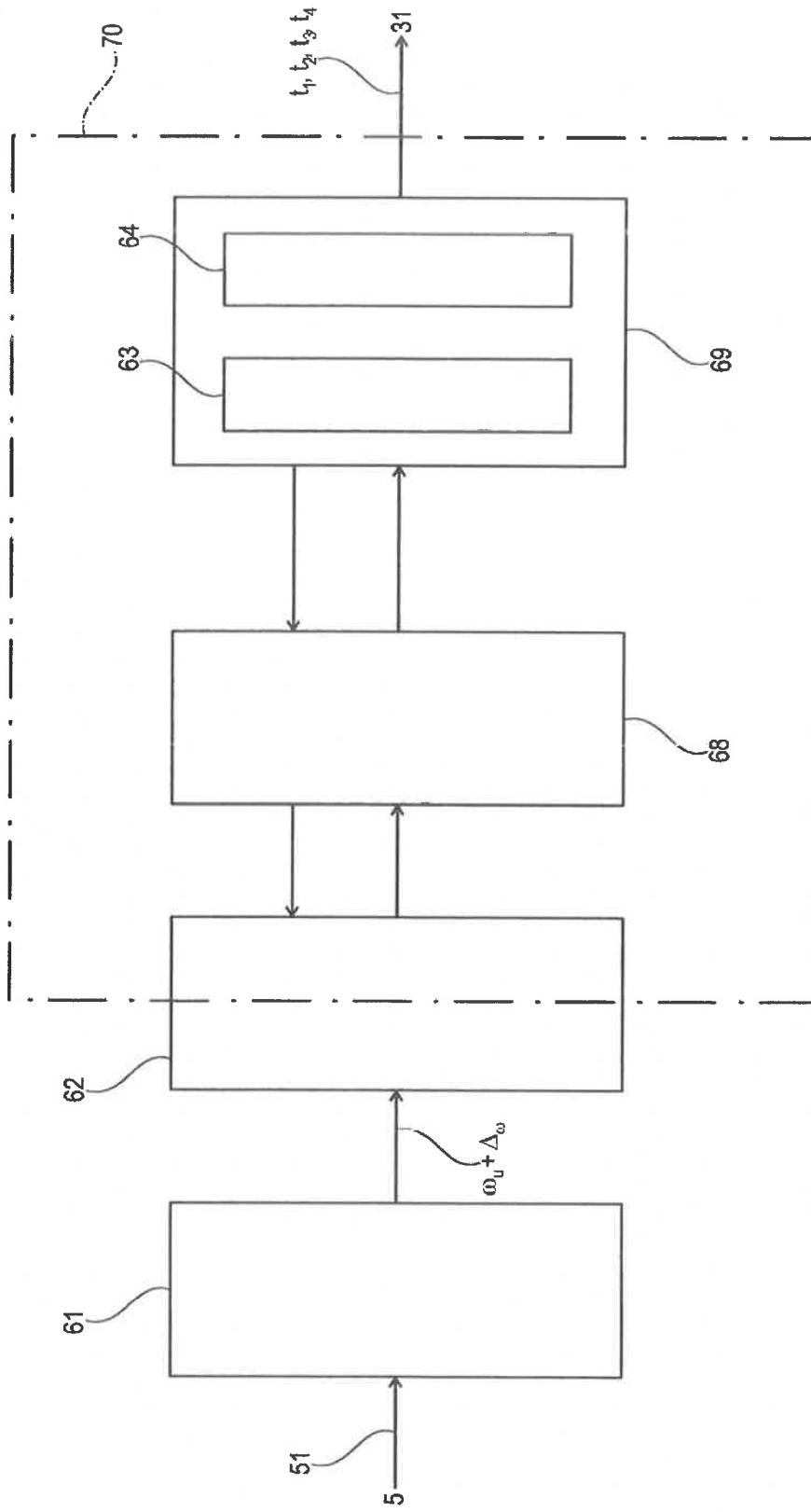


Fig. 7

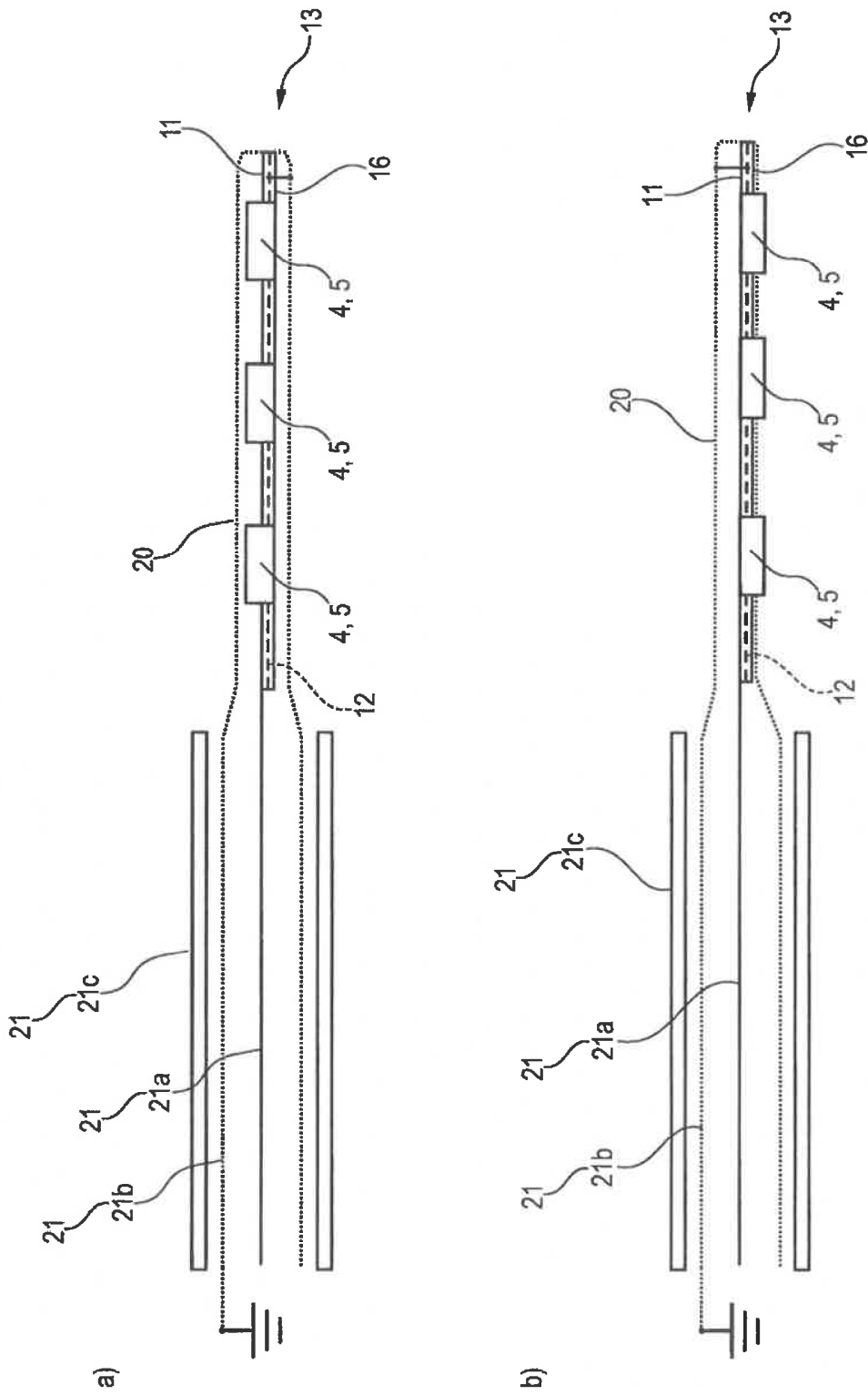


Fig. 8

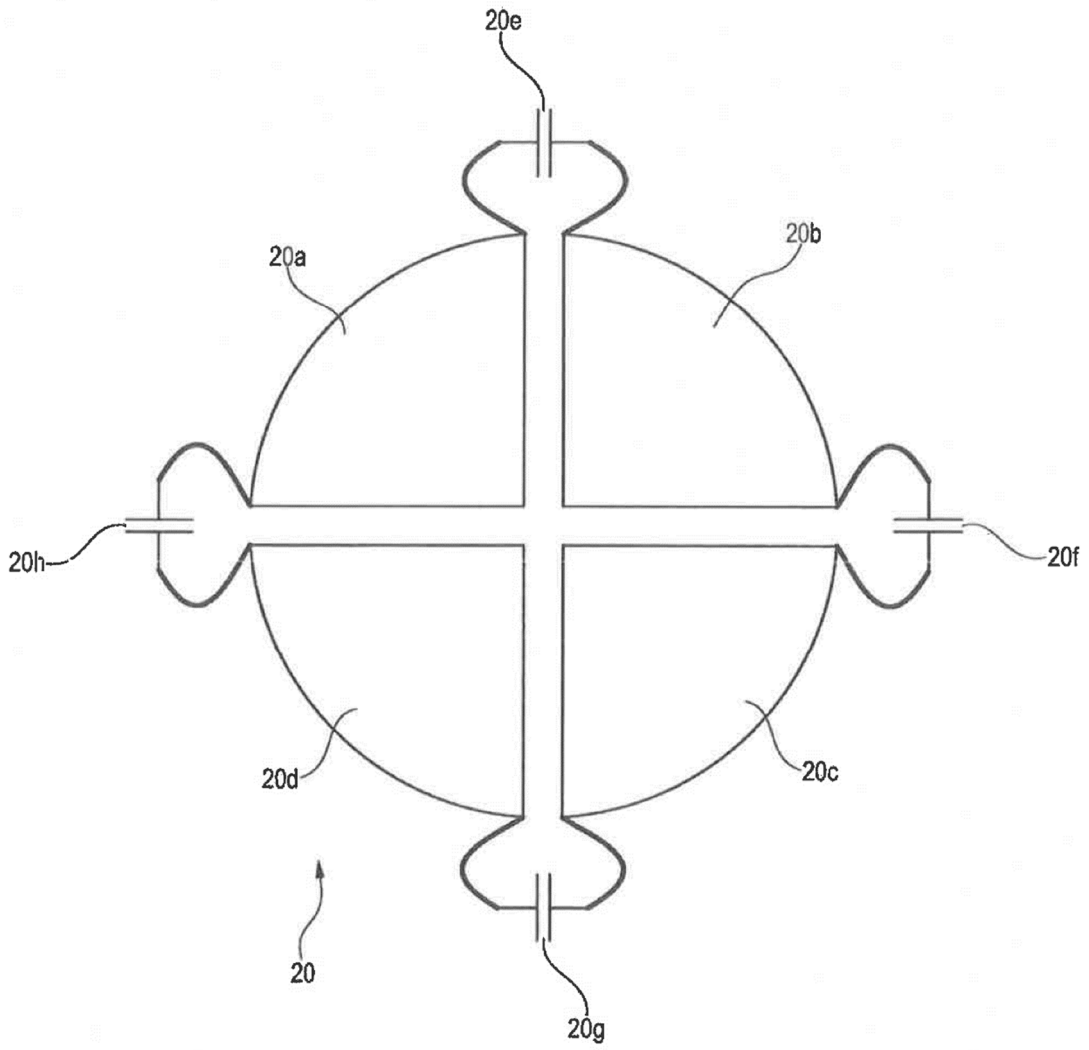


Fig. 9