

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 012 498**

51 Int. Cl.:

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.07.2020** **PCT/FR2020/051396**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.02.2021** **WO21019186**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.07.2020** **E 20756933 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2024** **EP 4007528**

54 Título: **Dispositivo cardiaco**

30 Prioridad:

01.08.2019 FR 1908859

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.04.2025

73 Titular/es:

**INSTITUT NATIONAL DE RECHERCHE EN
INFORMATIQUE ET EN AUTOMATIQUE (INRIA)**
(50.00%)

Domaine de Voluceau - Rocquencourt - BP 105
78153 Le Chesnay Cedex, FR y
INSTITUT NATIONAL DE LA SANTE ET DE LA
RECHERCHE MEDICALE (50.00%)

72 Inventor/es:

CHAPELLE, DOMINIQUE;
MOIREAU, PHILIPPE;
PERNOT, MATHIEU y
TANTER, MICKAËL

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 3 012 498 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 cardiaco

- 5 La presente invención se refiere al campo de la medición cardíaca, y más en particular, a la medición cardíaca no invasiva. La medición cardíaca abarca la medición de magnitudes físicas del corazón de un paciente, en particular de parámetros mecánicos.
- 10 Los recientes avances en la obtención de imágenes, en particular mediante ultrasonidos o resonancia magnética, han permitido acceder a magnitudes que, con anterioridad, solamente se medían mediante métodos in situ. Estos métodos in situ requieren el acceso al corazón mediante cirugía o cateterismo. Estos métodos son invasivos y restrictivos. Además, solamente pueden llevarse a cabo en un establecimiento adaptado con una reglamentación estricta.
- 15 En cambio, las medidas no invasivas son más fáciles de aplicar. Sin embargo, estas medidas no permiten medir todas las magnitudes útiles o fácilmente utilizables. La presión arterial radial se mide mediante sensores próximos a la piel del paciente, por ejemplo, mediante una pulsera, un sensor dactilar o un reloj conectado. Sin embargo, la relación entre la presión arterial radial y las magnitudes físicas dentro del corazón, por ejemplo, la presión arterial central, es imprecisa e indirecta.
- 20 También se conoce la medición por elastografía cardíaca, mediante resonancia magnética o ultrasonidos. Esta técnica no es invasiva y mide la rigidez aparente del tejido cardíaco. La rigidez aparente es un parámetro que varía durante un latido cardíaco y en función del lugar medido. En teoría, esta rigidez aparente podría utilizarse para derivar otras magnitudes cardíacas útiles, tales como los módulos de elasticidad, la presión cardíaca, el estrés tisular, etc. Sin embargo, no existe una relación directa entre esta medición y estas magnitudes cardíacas. Ya se han observado
- 25 correlaciones entre la rigidez aparente y la presión cardíaca, pero son muy variables de un individuo a otro.
- En la publicación "Myocardial Stiffness Evaluation Using Noninvasive Shear Wave Imaging in Healthy and Cardiomyopathie Adults (Evaluación de la rigidez miocárdica mediante imágenes de ondas de cizallamiento no invasivas en adultos sanos y con miocardiopatía), O. Villemain et.al, JACC: Cardiovascular Imaging, Vol. 12, Nº 7", se propone
- 30 utilizar imágenes de ondas de cizallamiento para analizar la rigidez miocárdica diastólica.
- El documento WO2016156989 también da a conocer la posibilidad de utilizar ondas de cizallamiento para la obtención de imágenes cardíacas.
- 35 La invención mejora esta situación. Para ello, la invención propone un dispositivo cardiaco, que comprende un emisor dispuesto para emitir al menos una onda, una sonda dispuesta para medir una onda de cizallamiento causada por una onda del emisor, un detector dispuesto para detectar una fase de sístole en una señal electrocardiográfica, y un estimador dispuesto para determinar, durante al menos un ciclo cardíaco, la velocidad de propagación de una pluralidad de ondas de cizallamiento generadas por la emisión de ondas según varias direcciones hacia el corazón de
- 40 un paciente, con el fin de determinar, con ayuda del detector, cuál tiene una velocidad de propagación máxima durante la fase de sístole, y con el fin de deducir de ello un estrés cardíaco activo. Este dispositivo es ventajoso porque permite acceder directamente al estrés activo en el tejido cardíaco. El estrés activo es una fuerza por unidad de superficie. Este estrés activo proporciona un acceso directo y no invasivo a una gran diversidad de parámetros cardíacos útiles. Por ejemplo, la presión intraventricular puede obtenerse a partir del estrés activo. Las patologías cardíacas también
- 45 pueden detectarse a partir de una medición del estrés activo y, por ejemplo, pueden observarse las secuelas de un infarto.
- En diversas variantes, el dispositivo puede tener una o más de las siguientes características:
- 50 - el dispositivo cardíaco comprende un calculador dispuesto para determinar una presión ventricular a partir de un espesor de pared ventricular, de un radio de cavidad ventricular y del estrés activo determinado por el estimador,
- el dispositivo cardíaco comprende un analizador de imagen dispuesto para determinar el espesor de pared ventricular y el radio de cavidad ventricular a partir de al menos una imagen cardíaca,
- 55 - la al menos una imagen cardíaca se obtiene a partir de imágenes de ondas de cizallamiento,
- el dispositivo cardíaco comprende, además, un generador de imágenes dispuesto para proporcionar la imagen de la onda de cizallamiento a partir de al menos una onda de cizallamiento medida por la sonda,
- 60 - la al menos una onda procedente del emisor es un ultrasonido de compresión,
- el emisor y la sonda se ponen en práctica mediante una sonda de ecocardiografía bidimensional que tiene una dirección de sonda que define una dirección de propagación alrededor de la cual es pivotable, y en donde el
- 65 estimador está dispuesto para determinar la velocidad máxima de propagación a partir de las mediciones realizadas por la sonda para tres direcciones coplanares y no colineales,

- el emisor y la sonda se ponen en práctica mediante una sonda ultrasónica tridimensional,
- la sonda ultrasónica tridimensional es una sonda de ecocardiografía tridimensional.

Otras características y ventajas de la invención se expondrán en detalle en la descripción siguiente, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la Figura 1 representa una vista esquemática del dispositivo cardíaco según la invención,
- la Figura 2 muestra una vista esquemática del dispositivo cardíaco de la Figura 1, en una configuración para medir la presión ventricular, y
- la Figura 3 representa una vista esquemática de otra configuración del dispositivo cardíaco de la Figura 2.

Los dibujos adjuntos contienen, en su mayor parte, elementos de cierto carácter. Por lo tanto, pueden servir no solamente para mejorar la comprensión de la presente invención, sino también para contribuir a su definición, cuando proceda.

La descripción va seguida de un Anexo A que contiene fórmulas matemáticas. Este anexo forma parte integrante de la descripción.

A continuación, se hace referencia al Figura 1.

Un dispositivo cardíaco 1 según la invención comprende una memoria 2, un emisor 10 y una sonda 12.

La memoria 2 puede ser cualquier tipo de almacenamiento de datos adecuado para recibir datos digitales: disco duro, disco duro de memoria instantánea (SSD en inglés), memoria instantánea en cualquier forma, memoria de acceso aleatorio, disco magnético, almacenamiento distribuido localmente o en la nube, etc. Los datos almacenados en la memoria 2 también pueden almacenarse en una tarjeta de memoria. Los datos almacenados en la memoria 2 pueden borrarse después de que el dispositivo cardíaco 1 haya completado sus tareas, o conservarse. Los datos calculados por el dispositivo cardíaco pueden almacenarse en la memoria 2 o en cualquier tipo de memoria similar a esta última.

Se han desarrollado técnicas para la observación no invasiva de medios anisótropos (por ejemplo, fibrosos) mediante ultrasonidos. Por ejemplo, la solicitud PCT/FR2015/050058 se refiere a la medición de características mecánicas dentro de medios anisótropos, mediante la observación de la propagación de ultrasonidos en los mismos.

El emisor 10 es aquí un dispositivo capaz de emitir ultrasonidos. Un ultrasonido emitido por el emisor 10 dirigido hacia un tejido fibroso 4, por ejemplo, la pared del corazón 6, genera una onda de cizallamiento como reacción a su entrada en el tejido fibroso, que se propaga en este tejido fibroso en un plano ortogonal a la dirección de emisión del ultrasonido. Esta propagación es observada por la sonda 12 mediante ultrasonidos de compresión emitidos a alta velocidad, tal como se describe en la solicitud PCT/FR2015/050058.

El dispositivo cardíaco 1 comprende, además, un detector 14 y un estimador 16. El detector 14 determina cuándo el corazón observado está en la fase de sístole, es decir, cuándo el corazón se está contrayendo. El estimador 16 está conectado al emisor 10, a la sonda 12 y al detector 14 para poder recibir datos de ellos. El estimador 16 puede derivar una o más magnitudes físicas a partir de estos datos, en particular, un estrés activo 160 del tejido cardíaco.

Con el fin de realizar una medición de propagación, el emisor 10 y la sonda 12 se ponen en contacto con la piel de un paciente cuyo corazón 6 se desea observar, y se dirigen hacia este último. El emisor 10 y la sonda 12 trabajan de manera conjunta para observar la propagación de las ondas de cizallamiento en los tejidos cardíacos.

El emisor 10 genera un haz de ultrasonidos focalizado durante un corto periodo de tiempo en una dirección de emisión hacia el corazón 6. Cuando este haz alcanza el corazón, causa el desplazamiento del tejido cardíaco 4 por el efecto de presión de la radiación acústica. Este desplazamiento adopta la forma de una onda de cizallamiento que se propaga dentro del tejido cardíaco 4 en una dirección de propagación prácticamente ortogonal a la dirección de emisión.

La sonda 12 observa la propagación de la onda de cizallamiento. Para ello, la sonda 12 emite ultrasonidos a gran velocidad en forma de ondas de compresión en dirección al corazón 6. Estos ultrasonidos son reverberados por el tejido cardíaco 4, que se deforma bajo el efecto de la onda de cizallamiento. Las ondas reverberadas son captadas por la sonda 12, lo que permite observar el desplazamiento del tejido cardíaco 4. La velocidad a la que la sonda 12 emite ultrasonidos es superior a 300 Hz, o incluso 500 Hz. Cada medición individual de la propagación de la onda de cizallamiento puede realizarse en unos pocos milisegundos. Por lo tanto, la sonda 12 puede observar la propagación de la onda de cizallamiento dentro del tejido cardíaco 4 con gran precisión y varios cientos de veces por segundo. La sonda 12 también determina la velocidad de propagación de la onda de cizallamiento. La sonda 12 también puede asociar la velocidad de propagación determinada de la onda de cizallamiento con su dirección de propagación.

Con el fin de trabajar en conjunto, el emisor 10 y la sonda 12 pueden ser controlados por un usuario y/o por un controlador. En el ejemplo aquí descrito, el emisor 10 y la sonda 12 están conectados entre sí para comunicarse.

El solicitante ha observado que la velocidad de propagación de una onda de cizallamiento dentro de un tejido fibroso cardíaco es máxima cuando esta onda se propaga según una dirección tangente a la dirección de las fibras del tejido. De este modo, tomando varias mediciones de la velocidad de propagación a lo largo de diferentes direcciones de propagación, es posible determinar la dirección de las fibras del tejido fibroso, y la velocidad de propagación de una onda de cizallamiento a lo largo de estas fibras.

De hecho, el problema de determinar la propagación de la onda de cizallamiento a lo largo de las fibras puede resumirse en la forma de la ecuación (1) del Anexo A, que también se conoce como ecuación de Christoffel. En esta ecuación, el primer término también se conoce como matriz de Christoffel M , siendo r la masa volúmica del tejido cardíaco, F el vector de polarización de la onda y V siendo la velocidad de propagación de la onda plana.

En el curso de su trabajo, el solicitante descubrió que, durante la fase de sístole, el término de estrés activo domina en el tensor de estrés del medio fibroso cardíaco. Lo que antecede ha permitido reformular la matriz M de Christoffel de la ecuación (1) en la forma general de la ecuación (2) del Anexo A, en donde n_1 es el coseno del ángulo entre la dirección de propagación de la onda y la dirección de la fibra, y s_{1D} es el estrés activo. En esta ecuación, la matriz M se expresa en un marco de referencia cuyo primer vector es la dirección de la fibra. Centrándose en los términos de polarizaciones transversales a la fibra en el tensor (segundo y tercer término de la diagonal de la matriz M), que son $s_{1D} \cdot n_1^2$, y retroalimentándolos en la ecuación (1) del Anexo A, el solicitante estableció entonces la ecuación (3) del Anexo A. A continuación, el solicitante estableció la relación entre la velocidad máxima de propagación, la masa volúmica del tejido cardíaco y el estrés activo, expresada en la forma de la ecuación (4) del Anexo A, que corresponde al caso en que n_1 es igual a 1.

La masa volúmica r tiene aquí prácticamente una magnitud de 1060 kg/m^3 . La masa volúmica r muestra poca variabilidad entre individuos, puesto que la proporción de agua dentro del tejido cardíaco y es elevada. Como resultado, los trabajos del solicitante pueden utilizarse para medir el estrés activo en el ser humano.

Para determinar el estrés activo 160, en primer lugar, es necesario identificar la fase de sístole. Para ello, el detector 14 determina una fase de sístole sobre la base de una señal electrocardiográfica 140. En este caso, la señal electrocardiográfica 140 procede de un electrocardiógrafo 142 integrado en el dispositivo cardíaco 1. De manera alternativa, la señal electrocardiográfica 140 puede proceder de un aparato externo al dispositivo cardíaco 1 y almacenarse en la memoria 2. Esta variante no se muestra en las figuras.

La fase de sístole tiene una duración entre 200 y 400 milisegundos. Habida cuenta de la duración de la medición que puede ser realizada por el emisor 10 y la sonda 12, del orden de magnitud de algunos milisegundos, es por lo tanto posible realizar un gran número de mediciones de velocidad de propagación durante una misma fase de sístole.

El estimador 16 es aquí un programa ejecutado por el procesador de un ordenador. De manera alternativa, podría ponerse en práctica de otra manera mediante un procesador dedicado. Por procesador debe entenderse cualquier procesador adaptado a los tratamientos de datos descritos en la presente solicitud. Dicho procesador puede ponerse en práctica de cualquier forma conocida, en forma de un microprocesador para un ordenador personal, un circuito integrado dedicado del tipo FPGA o SoC ("system on chip" en inglés), un recurso de cálculo en una red, un microcontrolador, o cualquier otra forma capaz de proporcionar la potencia de cálculo necesaria para la puesta en práctica descrita a continuación. Uno o varios de estos elementos también pueden ponerse en práctica en forma de circuitos electrónicos especializados, tal como un ASIC. También puede contemplarse una combinación de procesadores y circuitos electrónicos.

El estimador 16 recibe un conjunto de velocidades de propagación determinadas por la sonda 12, estando cada velocidad de propagación asociada con la dirección de propagación de su onda de cizallamiento. El estimador 16 recibe información del detector 14 que indica la fase de sístole. Sobre la base del conjunto de velocidades de propagación, el estimador 16 determina la velocidad máxima de propagación de la onda de cizallamiento en la fase de sístole.

Para ello, un usuario o un controlador externo controla la dirección de emisión de las ondas emitidas por el emisor 10, de forma que se puedan realizar una pluralidad de mediciones de la velocidad de propagación. A partir de ellas, el estimador 16 determina la velocidad máxima de propagación de la onda de cizallamiento dentro del tejido cardíaco 4, es decir, la dirección de las fibras del tejido cardíaco 4.

Para ello, el estimador 16 puede realizar una pluralidad de mediciones de la velocidad de propagación según una pluralidad de direcciones de propagación distribuidas en el plano tangente a la pared cardíaca, y tomar la mayor de las velocidades de propagación medidas. Esta pluralidad de direcciones de propagación puede, por ejemplo, elegirse de modo que su distribución angular sea prácticamente regular. El estimador 16 también puede utilizar la fórmula (3) para interpolar una senoide a partir de al menos tres mediciones de velocidad de propagación tomadas de

direcciones de propagación de las ondas emitidas por el emisor 10 que sean coplanares y no colineales, y para derivar la velocidad de propagación máxima de la onda de cizallamiento dentro del tejido cardíaco 4.

Tras determinar la velocidad de propagación máxima, el estimador 16 obtiene el estrés activo 160, de conformidad con la fórmula (4) del Anexo A.

En una primera forma de realización de la invención, el emisor 10 y la sonda 12 se ponen en práctica en una sonda de ecocardiografía bidimensional. Los ultrasonidos son emitidos por el emisor 10 y enfocados en el tejido cardíaco. La sonda 12 emite ondas desenfocadas a una velocidad muy elevada para obtener imágenes de la propagación de la onda de cizallamiento en un plano. Al girar este plano prácticamente alrededor de este eje principal de la sonda, los ultrasonidos exploran un cono o una parte de un cono alrededor de este eje principal de la sonda. Esto permite a un usuario girar de manera manual la sonda de ecocardiografía bidimensional para garantizar una pluralidad de mediciones de velocidad de propagación a lo largo de al menos tres direcciones de propagación. Las direcciones de propagación pueden medirse de forma manual, automática o guiada. De este modo, en pocos segundos y mediante una manipulación sencilla, es posible determinar la velocidad de propagación máxima de las ondas de cizallamiento, tal como se ha descrito con anterioridad. El hecho de que un emisor 10 y una sonda 12 puedan utilizarse en una sonda de ecocardiografía bidimensional es muy ventajoso, ya que estas sondas son poco costosas y están disponibles en la mayoría de los establecimientos médicos. Más en general, en esta forma de realización, todo el dispositivo cardíaco 1 puede ponerse en práctica en un dispositivo de ecocardiografía bidimensional convencional.

En una segunda forma de realización, el emisor 10 y la sonda 12 se ponen en práctica dentro de una sonda de ecocardiografía tridimensional. En esta configuración, el emisor 10 emite ultrasonidos en una pluralidad de direcciones de propagación barriendo un ángulo sólido distinto de cero, por ejemplo, un cono alrededor de un eje principal de la sonda. La velocidad máxima de propagación se mide aquí sin necesidad de mover o rotar la sonda de ecocardiografía tridimensional. Por lo tanto, la determinación del estrés activo es más fiable, rápida y precisa. Además, el dispositivo cardíaco 1 tiene aquí la ventaja de que puede ponerse en práctica en un dispositivo de ecocardiografía tridimensional convencional.

En una tercera forma de realización, el dispositivo cardíaco 1 se pone en práctica en un aparato autónomo del tipo descrito en la solicitud PCT/FR2015/050058, diferente de un dispositivo de ecocardiografía. Este dispositivo dedicado permite observar mediciones de propagación casi equivalentes a las que permite una sonda de ecocardiografía tridimensional, siendo al mismo tiempo de diseño más sencillo y menos costoso. El emisor 10 y la sonda 12 están dispuestos para realizar la medición de la velocidad máxima de propagación sin necesidad de mover o girar el aparato autónomo. La parte del aparato autónomo que contiene el emisor 10 y la sonda 12 puede ser menor que una distancia intercostal. Este pequeño tamaño aumenta la precisión de las mediciones realizadas por la sonda 12. La puesta en práctica del dispositivo cardíaco 1 en un aparato autónomo de este tipo simplifica su fabricación. Además, en esta configuración, el dispositivo cardíaco 1 puede interconectarse con un aparato médico convencional separado, al que puede comunicar datos, en particular, un estrés activo 160 determinado.

A continuación, se hace referencia a la Figura 2.

El solicitante ha descubierto un medio para determinar una presión ventricular a partir del estrés activo cardíaco. Para conseguirlo, el solicitante ha modelizado el comportamiento mecánico en equilibrio estático de una cavidad ventricular prácticamente esférica de espesor d y radio R . Bajo una presión p , con $e = d/R$, el solicitante ha establecido la fórmula (5) en el anexo A. Esta fórmula (5) relaciona el estrés activo 160, el espesor d y el radio R con la presión interna 220, siendo a_{cor} un factor de corrección. El espesor d y el radio R son datos geométricos de la cavidad ventricular.

En la forma de realización aquí descrita, el dispositivo cardíaco 1 comprende un calculador 22. El calculador 22 recibe el estrés activo 160, emitido por el estimador 16 y datos geométricos 202. El calculador 22 determina una presión ventricular utilizando la fórmula (5) del Anexo A, sobre la base del estrés activo 160 y de los datos geométricos 202.

El dispositivo cardíaco 1 puede comprender, de manera opcional, un analizador de imagen 20 para generar los datos geométricos 202.

El analizador de imagen 20 recupera datos de imagen 200 de la cavidad ventricular del corazón observado. El analizador de imagen 20 obtiene los datos geométricos 202 de la cavidad ventricular. El analizador de imagen 20 determina al menos un espesor de pared ventricular d y un radio de cavidad ventricular R de la cavidad ventricular.

Los datos de imagen 200 pueden derivarse de un proceso de obtención de imágenes cardíacas mediante ultrasonidos (ecocardiografía), resonancia magnética (RM), tomografía computarizada (o TC), radiactividad (medicina nuclear) o cualquier otro método de obtención de imágenes cardíacas no invasivo. Los datos de la imagen pueden almacenarse en la memoria 2. En el ejemplo aquí descrito, los datos de imagen 200 proceden de un aparato tercero.

Los datos geométricos 202, y los datos de imagen 200 si procede, se almacenan en la memoria 2.

En la primera (respectivamente segunda) forma de realización, el analizador de imagen 20 está conectado a la sonda

de ecocardiografía bidimensional (respectivamente tridimensional), y esta última proporciona los datos de imagen requeridos por el analizador de imagen 20. En la tercera forma de realización, el dispositivo cardíaco 1 también suministra los datos de imagen requeridos por el analizador de imagen 20. El analizador de imagen 20 puede analizar los datos de imagen mediante un método de aprendizaje automático o un algoritmo. Por ejemplo, el analizador de imagen 20 puede comprender una red neuronal, en particular, una red neuronal convolucional, con el fin de reconocer una forma dentro de los datos de la imagen, a partir de la cual pueden derivar los datos geométricos.

La medición del espesor d de la pared ventricular y del radio R de la cavidad ventricular puede realizarse a partir de una imagen ecocardiográfica del corazón determinando el contorno de las paredes interna (endocardio) y externa (epicardio) del corazón. La segmentación puede ser manual o automática.

De manera alternativa, se puede obtener una imagen de una sonda de ecocardiografía en modo tiempo-movimiento (TM) que representa una línea ecográfica en función del tiempo. Esta imagen se utiliza para visualizar las paredes del corazón, que pueden segmentarse manual o automáticamente para calcular el espesor d de la pared ventricular y el radio R de la cavidad ventricular.

Habida cuenta de la aproximación esférica de la cavidad ventricular, la fórmula (5) incluye un factor de corrección a_{cor} . Este factor de corrección puede determinarse de antemano, por ejemplo, mediante simulación digital, o medirse para un grupo de pacientes. De manera alternativa, este factor de corrección puede ser determinado sobre la marcha por un componente del dispositivo cardíaco 1 capaz de realizar el análisis de formas geométricas o el análisis de imagen. Este análisis, por ejemplo, podría ser realizado por el analizador de imagen 20, a partir de los datos de imagen 200. En el ejemplo aquí descrito, el factor de corrección puede variar entre 0,6 y 1, preferiblemente entre 0,75 y 0,95, y aún más preferiblemente puede fijarse en 0,9. El solicitante ha estimado que la variabilidad del factor de corrección entre individuos se sitúa en torno al 10%. Esta variabilidad es muy inferior al de las mediciones de presión no invasivas conocidas. El uso del calculador 22 y del analizador de imagen 20 permite de este modo obtener una medición no invasiva de la presión ventricular 220 que es significativamente más precisa que los métodos convencionales.

La medición de la presión ventricular p de manera no invasiva por el dispositivo cardíaco 1 permite diagnosticar múltiples patologías con un equipo poco costoso mediante un procedimiento médico sencillo. Por ejemplo, la insuficiencia cardíaca podría detectarse midiendo la presión ventricular con un dispositivo cardíaco 1 puesto en práctica en una sonda de ecocardiografía bidimensional. También es posible utilizar esta medición no invasiva de la presión en el ámbito de la terapia de resincronización cardíaca ("cardiac resynchronisation therapy" en inglés).

El analizador de imagen 20 y el calculador 22 son programas ejecutados por uno o varios procesadores de un ordenador. De manera alternativa, podrían ponerse en práctica de forma diferente mediante procesadores dedicados, o en máquinas separadas.

A continuación, se hace referencia ahora a la Figura 3.

En esta forma de realización, el dispositivo cardíaco 1 comprende un generador de imágenes 24 para generar los datos de imagen. Cuando el dispositivo cardíaco 1 se pone en práctica en un dispositivo de ecocardiografía, el generador de imágenes 24 comprende las partes del dispositivo de ecocardiografía que realizan la(s) ecocardiografía(s).

Se ha descrito el uso del estrés activo para medir una presión ventricular. También es posible observar las secuelas de un infarto sobre la base de la contractilidad, es decir, el valor máximo del estrés activo. Esta medición de la contractilidad puede realizarse a lo largo de todo un ciclo sistólico. Una contractilidad inferior a la normal indica también una zona afectada por un infarto.

Anexo A

(1)

5

$$M.F - r.V^2 F = 0$$

(2)

[Formula matemática 1]

$$\begin{pmatrix} s_{1D} * n_1^2 + C^{(2)} & 0 & 0 \\ 0 & s_{1D} * n_1^2 & 0 \\ 0 & 0 & s_{1D} * n_1^2 \end{pmatrix}$$

10

(3)

$$V = n_1 (s_{1D} / r)^{1/2}$$

15

(4)

$$s_{1D} = r.V^2$$

20

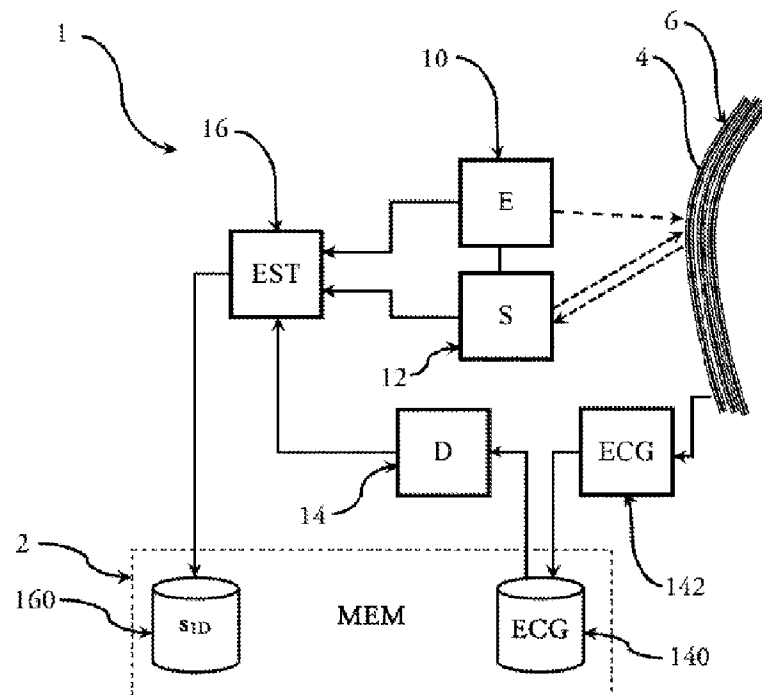
(5)

$$p = a_{cor.C}.s_{1D}$$

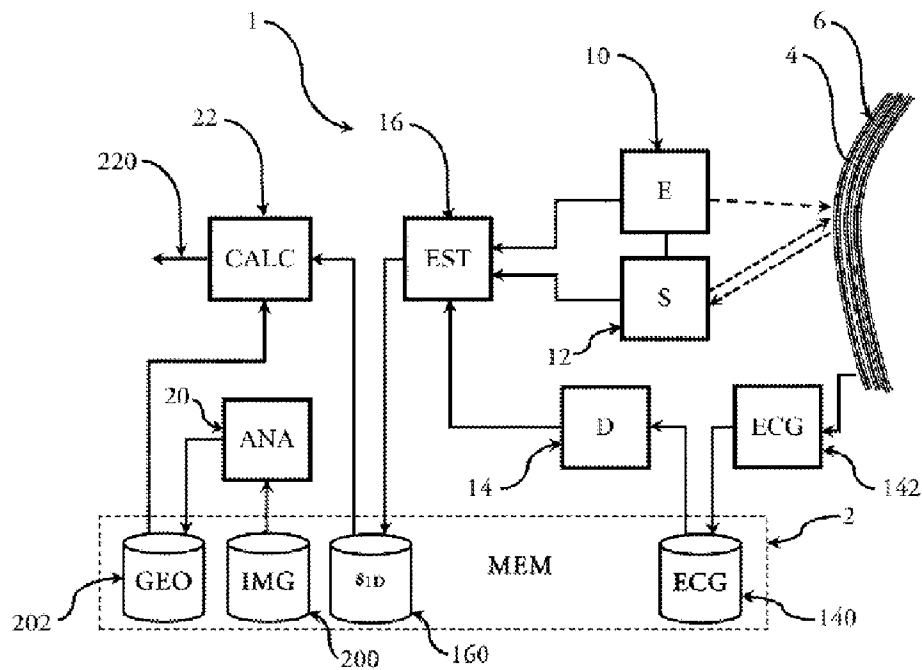
REIVINDICACIONES

1. Dispositivo cardíaco, que comprende un emisor (10) dispuesto para emitir al menos una onda, una sonda (12) dispuesta para medir una onda de cizallamiento causada por una onda del emisor (10), un detector (14) dispuesto para detectar una fase de sístole en una señal electrocardiográfica, y un estimador (16) dispuesto para determinar, durante al menos un ciclo cardíaco, la velocidad de propagación de una pluralidad de ondas de cizallamiento generadas por la emisión de ondas en varias direcciones hacia el corazón de un paciente, con el fin de determinar, con ayuda del detector (14), cuál de ellas tiene una velocidad de propagación máxima durante la fase de sístole, y con el fin de deducir de ello un estrés activo cardíaco (160).
2. Dispositivo cardíaco según la reivindicación 1, que comprende un calculador (22) dispuesto para determinar una presión ventricular (220) a partir de un espesor de pared ventricular, de un radio de cavidad ventricular y del estrés activo cardíaco (160) determinados por el estimador (16).
3. Dispositivo cardíaco según la reivindicación 2, que comprende un analizador de imagen (20) dispuesto para determinar el espesor de pared ventricular y el radio de cavidad ventricular a partir de al menos una imagen cardíaca.
4. Dispositivo cardíaco según la reivindicación 3, en donde el analizador de imagen (20) está dispuesto para determinar el espesor de pared ventricular y el radio de cavidad ventricular sobre la base de al menos una imagen cardíaca derivada de imágenes de ondas de cizallamiento.
5. Dispositivo cardíaco según la reivindicación 4, que comprende, además, un generador de imágenes (24) dispuesto para proporcionar imágenes de ondas de cizallamiento a partir de al menos una onda de cizallamiento medida por la sonda (12).
6. Dispositivo cardíaco según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la al menos una onda procedente del emisor (10) es ultrasonido de comprensión.
7. Dispositivo cardíaco según una de las reivindicaciones anteriores, en donde el emisor (10) y la sonda (12) se ponen en práctica mediante una sonda de ecocardiografía bidimensional que tiene una dirección de sonda que define una dirección de propagación alrededor de la cual es pivotable, y en donde el estimador (16) está dispuesto para determinar la velocidad máxima de propagación a partir de las medidas realizadas por la sonda (12) para tres direcciones coplanares y no colineales.
8. Dispositivo cardíaco según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde el emisor (10) y la sonda (12) se ponen en práctica mediante una sonda ultrasónica tridimensional.
9. Dispositivo cardíaco según la reivindicación 8, en donde la sonda ultrasónica tridimensional es una sonda de ecocardiografía tridimensional.

[Fig. 1]



[Fig. 2]



[Fig. 3]

