

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 948 574**

51 Int. Cl.:

A61B 8/06	(2006.01)
A61B 8/08	(2006.01)
A61B 8/14	(2006.01)
A61B 8/00	(2006.01)
G01S 15/89	(2006.01)
G01S 7/52	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.02.2019 PCT/EP2019/053920**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.08.2019 WO19158741**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.02.2019 E 19704340 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.05.2023 EP 3755230**

54 Título: **Método y aparato para la obtención simultánea de ecografía Doppler tisular y de flujo sanguíneo ultrarrápida en 4D del corazón y la recuperación de parámetros de cuantificación**

30 Prioridad:
19.02.2018 EP 18305173

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.09.2023

73 Titular/es:
**INSERM (INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET DE LA RECHERCHE MÉDICALE) (20.0%)
101 rue de Tolbiac
75013 Paris, FR;
ECOLE SUPÉRIEURE DE PHYSIQUE ET DE CHIMIE INDUSTRIELLES DE LA VILLE DE PARIS (20.0%);
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE -CNRS- (20.0%);
SORBONNE UNIVERSITE (20.0%) y
UNIVERSITÉ PARIS CITÉ (20.0%)**

72 Inventor/es:
**PERNOT, MATHIEU;
PAPADACCI, CLÉMENT y
TANTER, MICKAEL**

74 Agente/Representante:
VEIGA SERRANO, Mikel

ES 2 948 574 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

Método y aparato para la obtención simultánea de ecografía Doppler tisular y de flujo sanguíneo ultrarrápida en 4D del corazón y la recuperación de parámetros de cuantificación

5

Sector de la técnica

La divulgación se refiere a métodos y aparatos para la obtención simultánea de ecografía Doppler tisular y de flujo sanguíneo ultrarrápida en 4D del corazón y la recuperación de parámetros de cuantificación.

10

Estado de la técnica

La ecografía de imágenes por ultrasonido es una tecnología portátil, rápida y de bajo coste que se utiliza de forma rutinaria en cardiología debido a su capacidad para obtener imágenes del corazón en tiempo real. Los parámetros morfológicos como los volúmenes de la cavidad y la detección funcional dinámica, tal como el cono arterial del ventrículo izquierdo, se pueden medir para el diagnóstico en dos dimensiones (2D) y una dimensión (1D) respectivamente. Muchos más índices utilizados para caracterizar el estado del corazón se miden de forma rutinaria en tiempo real en una o dos dimensiones. La elección entre imágenes en 1D y en 2D está motivada por la frecuencia de imágenes necesaria para medir los fenómenos fisiológicos. Para medir el volumen de la cavidad, por ejemplo, las imágenes en 2D son más adecuadas ya que la frecuencia de imágenes necesaria para capturar el movimiento global del corazón no supera el tiempo real. Sin embargo, para cuantificar fenómenos fisiológicos rápidos, tales como el movimiento de tejidos pequeños (factor E'/A'), la velocidad del flujo sanguíneo (factor E/A) o ambos al mismo tiempo (E/E'), se toman imágenes en 1D para disminuir la cantidad de ondas ultrasónicas transmitidas y permitir así un aumento de la frecuencia de imágenes. Dichos exámenes rutinarios requieren un tiempo considerable debido a la selección manual de la región de interés. Por otra parte, dichas selecciones manuales inducen la variabilidad del técnico.

15

20

25

Un tipo avanzado de ecografía, la ecografía ultrarrápida, se ha estudiado ampliamente [M. Tanter y M. Fink, "Ultrafast imaging in biomedical ultrasound", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, en prensa, enero de 2014]. Permite aumentar la frecuencia de imágenes para llegar a unos pocos kilos de imágenes por segundo. El método se basa en la emisión de ondas no dirigidas para insonar todo el medio en pocas transmisiones. Recientemente, la imagen ultrarrápida se amplió a la ecografía en 4D, es decir, la ecografía en 3D animada. En particular, se realizaron ecografías ultrarrápidas en 4D para obtener imágenes del flujo sanguíneo en el ventrículo izquierdo del corazón humano durante un ciclo cardíaco, así como el flujo sanguíneo y el movimiento tisular de la carótida durante un ciclo cardíaco [J. Preboste *et al.*, "3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo*", Phys. Med. Biol., vol. 59, n.º 19, p. L1, octubre de 2014].

30

35

El documento US2015366532A1, de acuerdo con su resumen, indica que se detecta un orificio regurgitante de una válvula. La válvula se detecta a partir de datos de ultrasonido. Un modelo anatómico de la válvula se ajusta a los datos de ultrasonido. Este modelo anatómico se puede utilizar de varias maneras para ayudar en la evaluación valvular. El modelo puede definir ubicaciones anatómicas sobre las cuales se toman muestras de datos para su cuantificación. El modelo puede ayudar a detectar el orificio regurgitante utilizando tanto datos de flujo en modo B como Doppler color con visualización sin el chorro. La segmentación de un chorro regurgitante para el orificio puede estar limitada por el modelo. La información dinámica puede determinarse en función del modelado de la válvula a lo largo del tiempo.

40

El documento US2016140730A1, de acuerdo con su resumen, establece que un método de procesamiento de imágenes tridimensionales o conjuntos de datos volumétricos para determinar la configuración de un medio o la frecuencia de cambio del medio, incluye el seguimiento de los cambios de un campo relacionado con el medio para obtener un campo de deformación o velocidad en tres dimensiones. En algunos casos, el campo es un campo claro inherente al medio o a su movimiento. En otras realizaciones, el campo claro es de un agente de rastreo que incluye partículas flotantes detectables en el medio durante el flujo del medio.

45

50

El documento US2013144161A1, de acuerdo con su resumen, establece que las velocidades no se solapan utilizando campos aleatorios condicionales. Para restringir la función de minimización de energía, un término global incluye una medida de un nivel de solapamiento. En un ejemplo, la medida del nivel de solapamiento se basa en un cambio de volumen, tal como el volumen del ventrículo izquierdo. El antisolapamiento se realiza a lo largo de una o más superficies, tales como las superficies que se cruzan con el anillo mitral y el cono arterial del ventrículo izquierdo. La anatomía utilizada se identifica y/o rastrea utilizando uno o más detectores de aprendizaje automático. Tanto la información en modo B como la de la velocidad se pueden utilizar para detectar la anatomía.

55

El documento US2011208056A1, de acuerdo con su resumen, establece que la cuantificación volumétrica se proporciona en ultrasonido de diagnóstico médico. Mediante la adquisición de datos de flujo a color y en modo B sin unir o adquirir en tiempo real a decenas de volúmenes por segundo, se puede proporcionar una cuantificación más fiable. El uso de múltiples regiones de interés en un volumen puede permitir una información de flujo más precisa y/o completa, tal como promediar el flujo de diferentes ubicaciones en la misma estructura (por ejemplo, utilizar la preservación de la masa para adquirir múltiples medidas del mismo flujo).

60

65

El documento WO2017069699A1, de acuerdo con su resumen, establece un método de procesamiento de imágenes médicas para evaluar la función ventricular derecha en un sujeto a partir de datos de imágenes médicas. Los datos de imágenes médicas comprenden una secuencia de imágenes de la región del ventrículo derecho del sujeto durante un ciclo cardíaco para cada una de una pluralidad de vistas, correspondiendo cada vista de la pluralidad de vistas a un plano definido en relación con las características de la región del ventrículo derecho. El método comprende: en cada vista de la pluralidad de vistas, rastrear puntos de referencia en esa vista y determinar las ubicaciones de los puntos de referencia en cada imagen de la secuencia de imágenes correspondiente a esa vista; y calcular una velocidad de cada punto de referencia usando las ubicaciones de ese punto de referencia en imágenes sucesivas de la secuencia de imágenes.

Objeto de la invención

Las realizaciones aquí descritas proporcionan métodos y aparatos mejorados para la obtención de ecografías del corazón.

Para este fin, se proporciona un método como se indica en la reivindicación 1.

Gracias a estas disposiciones, el parámetro de cuantificación se calcula de manera instantánea, con precisión y de manera repetitiva, sin ninguna variabilidad debido a la experiencia del técnico.

El método puede incluir además una y/u otra de las siguientes características:

- durante dicha etapa de adquisición (a), dichas ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten en varias series de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, teniendo las ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie direcciones de propagación respectivamente diferentes, y dicha etapa de obtención de imágenes (b) incluye sintetizar una imagen en 3D mediante la obtención de imágenes sintéticas por ultrasonido a partir de los respectivos datos sin procesar correspondientes a dichas ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie;
- cada serie de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas incluye de 1 a 100 ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, por ejemplo de 1 a 20 ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas;
- dichas ondas ultrasónicas no dirigidas transmitidas durante dicha etapa de adquisición (a) son divergentes;
- durante dicha etapa de adquisición (a), dichas ondas ultrasónicas divergentes tienen fuentes virtuales detrás de la sonda de matriz 2D (es decir, opuesta a la dirección de la transmisión de las ondas);
- durante dicha etapa de adquisición, dichas ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten a una frecuencia de más de 10.000 ondas ultrasónicas no dirigidas por segundo;
- el parámetro de cuantificación implica una velocidad sanguínea máxima en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad sanguínea en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación implica una variación temporal, tal como tiempo de aceleración o tiempo de desaceleración, o tiempo integral de la velocidad de la sangre en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad sanguínea en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación implica un caudal sanguíneo o gasto cardíaco (GC) obtenido por la integral de tiempo y espacio de la velocidad sanguínea en una determinada zona anatómica (por ejemplo, el caudal sanguíneo total que entra o sale del corazón de acuerdo con el tiempo en el ciclo cardíaco) y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad sanguínea en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación implica un máximo de velocidad tisular en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad tisular en dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación implica una velocidad tisular en una determinada posición anatómica en el corazón y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha posición anatómica en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación determinado en dicha etapa de cuantificación se elige de E, A, E', A', S, D, Vp, S', E/A, E/E', E/E', E'/A', S, S/D, Q, Q sistólico, Q diastólico, DT, IVRT, PVAT, IVT, G medio y G máx en donde:
 - E es la velocidad diastólica del flujo transmitral temprana;
 - E' es la velocidad diastólica del anillo mitral temprana;
 - A es la velocidad diastólica del flujo transmitral tardía;
 - A' es la velocidad diastólica del anillo mitral tardía;
 - S es la velocidad sistólica venosa pulmonar máxima;
 - D es la velocidad diastólica temprana venosa pulmonar máxima;
 - Vp es la velocidad de progresión del flujo;

- Q es el caudal o gasto cardiaco; Q sistólico es el caudal transaórtico total de salida y Q diastólico es el caudal transmitral total de entrada;
 - DT es el tiempo de desaceleración de la onda E;
 - PVAT es el tiempo de aceleración pulmonar;
 - 5 - IVRT es la duración del tiempo de relajación isovolumétrica;
 - G medio y G máx son los gradientes de presión transvalvular medio y máximo;
 - IVT es la integral de velocidad-tiempo;
 - S' es la velocidad sistólica máxima del anillo;
- 10 - durante dicha etapa de adquisición, dichas ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten a una frecuencia de más de 10.000 ondas ultrasónicas no dirigidas por segundo;
- durante dicha etapa de adquisición (a), dichas ondas de ultrasonido no dirigidas se transmiten en el corazón durante una duración de al menos parte de un ciclo cardíaco y menos de 10 ciclos cardíacos, por ejemplo, menos de 5 ciclos cardíacos;
- 15 - durante dicha etapa de adquisición (a), dichas ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten en el corazón durante un tiempo comprendido entre 1 s y 10 s, por ejemplo, entre 1 s y 5 s.

Además, se proporciona un aparato para la obtención de imágenes en 4D del corazón de un ser vivo como se establece en la reivindicación 7.

20 El aparato puede incluir además una y/u otra de las siguientes características:

- el parámetro de cuantificación implica una velocidad sanguínea máxima en una determinada zona anatómica y dicho sistema de control está configurado para localizar automáticamente dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y para localizar automáticamente dicho punto de interés como punto de velocidad sanguínea máxima en la secuencia de imágenes en 3D;
- 25 - el parámetro de cuantificación implica una velocidad tisular máxima en una determinada zona anatómica y dicho sistema de control está configurado para localizar automáticamente dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y para localizar automáticamente dicho punto de interés como punto de velocidad tisular máxima en dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D;
- el parámetro de cuantificación implica una variación temporal, tal como tiempo de aceleración o tiempo de desaceleración, o tiempo integral de la velocidad de la sangre en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad sanguínea en la secuencia de imágenes en 3D;
- 35 - el parámetro de cuantificación implica un caudal sanguíneo obtenido por la integral de tiempo y espacio de la velocidad sanguínea en una determinada zona anatómica (por ejemplo, el caudal sanguíneo total que entra o sale del corazón de acuerdo con el tiempo en el ciclo cardíaco) y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de máxima velocidad sanguínea en la secuencia de imágenes en 3D;
- 40 - el parámetro de cuantificación implica una velocidad tisular en una determinada posición anatómica del corazón y dicho sistema de control está configurado para localizar automáticamente dicho punto de interés en dicha posición anatómica en la secuencia de imágenes en 3D;
- 45 - el parámetro de cuantificación se elige de E, A, E', A', S, D, Vp, S', E/A, E/E', E/E', E'/A', S, S/D, Q, Q sistólico, Q diastólico, DT, IVRT, PVAT, IVT, G medio y G máx en donde:
 - E es la velocidad diastólica del flujo transmitral temprana;
 - E' es la velocidad diastólica del anillo mitral temprana;
 - 50 - A es la velocidad diastólica del flujo transmitral tardía;
 - A' es la velocidad diastólica del anillo mitral tardía;
 - S es la velocidad sistólica venosa pulmonar máxima;
 - D es la velocidad diastólica temprana venosa pulmonar máxima;
 - 55 - Vp es la velocidad de progresión del flujo;
 - Q es el caudal o gasto cardíaco;
 - Q sistólico es el caudal transaórtico total de salida;
 - Q diastólico es el caudal transmitral total de entrada;
 - DT es el tiempo de desaceleración de la onda E;
 - 60 - PVAT es el tiempo de aceleración pulmonar;
 - IVRT es la duración del tiempo de relajación isovolumétrica;
 - G medio y G máx son los gradientes de presión transvalvular medio y máximo;
 - IVT es la integral de velocidad-tiempo;
 - S' es la velocidad sistólica máxima del anillo;
- 65 - dicho sistema de control está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas en varias series

de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, teniendo las ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie direcciones de propagación respectivamente diferentes, y dicho sistema de control está configurado para sintetizar una imagen en 3D mediante obtención de imágenes sintéticas por ultrasonido a partir de los respectivos datos sin procesar correspondientes a dichas ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie;

- 5 - cada serie de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas incluye de 1 a 100 ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, por ejemplo de 1 a 20 ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas;
- dicho sistema de control (3, 4) está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas como ondas ultrasónicas divergentes;
- 10 - dichas ondas ultrasónicas divergentes tienen fuentes virtuales detrás de la sonda de matriz 2D (es decir, opuesta a la dirección de la transmisión de las ondas);
- dicho sistema de control está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas a una frecuencia de más de 10.000 ondas ultrasónicas no dirigidas por segundo;
- dicho sistema de control está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas durante una duración de al menos parte de un ciclo cardíaco y menos de 10 ciclos cardíacos, por ejemplo, menos de 5 ciclos cardíacos;
- 15 - dicho sistema de control está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas durante una duración comprendida entre 1 s y 10 s, por ejemplo, entre 1 s y 5 s.

Descripción de las figuras

20 Otras características y ventajas de la divulgación aparecen a partir de la siguiente descripción detallada de un ejemplo no limitante de la misma, con referencia a los dibujos adjuntos.

En los dibujos:

- 25 - la figura 1 es un dibujo esquemático que muestra un aparato para la obtención de imágenes en 4D del corazón;
- la figura 2 es un diagrama de bloques que muestra parte del aparato de la figura 1;
- la figura 3 es un diagrama que ilustra fuentes virtuales de ondas ultrasónicas divergentes generadas por el aparato de las figuras 1 y 2;
- 30 - en la figura 4 se ilustra la transmisión de una onda ultrasónica divergente en el corazón de un ser vivo mediante el aparato de las figuras 1 y 2;
- en la figura 5 se ilustra la transmisión de dos ondas ultrasónicas divergentes sucesivas con diferentes direcciones de propagación respecto a dos fuentes virtuales;
- en la figura 6 se ilustran los resultados obtenidos de manera simultánea de la velocidad tisular en 4D y del flujo sanguíneo ultrarrápido en 4D del ventrículo izquierdo de un voluntario humano sano en un solo latido cardíaco:
- 35 - en la figura 6(a) se muestran 5 secciones transversales del ventrículo izquierdo extraídas de la secuencia de imágenes en 3D generadas por el aparato, permitiendo respectivamente la visualización de las fases cardíacas (entrada rápida, diástasis, sístole auricular, antes de la expulsión, expulsión) que están separados por líneas de puntos en las figuras 6(a) a 6(d);
- 40 - la figura 6(b) es un espectrograma Doppler del flujo sanguíneo en la válvula mitral;
- la figura 6(c) es una curva de velocidad del tejido en la ubicación del tabique basal; y
- la figura 6(d) es un electrocardiograma (ECG) correspondiente;
- 45 - en la figura 7 se ilustran imágenes y medidas del ventrículo izquierdo realizadas por un técnico capacitado con un sistema de ultrasonido clínico 2D clásico para el mismo voluntario que el de la figura 6, con indicación de las fases cardíacas como en la figura 6:
- en la figura 7(a) se muestra el espectro Doppler del flujo sanguíneo en la válvula mitral y
- en la figura 7(b) se muestra la velocidad del tejido en el tabique basal obtenida con un sistema de ultrasonido clínico para el voluntario sano; y
- 50 - las figuras 8 y 9 son respectivamente similares a las figuras 6 y 7 para un paciente con una miocardiopatía hipertrófica.

Descripción detallada de la invención

55 En las figuras, las mismas referencias indican elementos idénticos o similares.

El aparato que se muestra en las figuras 1 y 2 está adaptado para obtener imágenes de ultrasonido en 4D ultrarrápidas del corazón de un ser vivo 1, por ejemplo, un mamífero y, en particular, un ser humano.

60 El aparato puede incluir, por ejemplo, al menos una sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 y un sistema de control.

La sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 puede tener, por ejemplo, unos pocos cientos a unos pocos miles de elementos transductores T_{ij} , con una pendiente inferior a 1 mm. La sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 puede tener $n * n$ elementos transductores dispuestos como una matriz a lo largo de dos ejes perpendiculares de abscisas y de ordenadas que transmiten ondas ultrasónicas a lo largo de un eje Z que es perpendicular al plano XY. En un ejemplo

específico, la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 puede tener 1024 elementos transductores T_{ij} ($32 * 32$), con pendiente de 0,3 mm. Los elementos transductores pueden transmitir, por ejemplo, a una frecuencia central comprendida entre 1 y 10 MHz, por ejemplo de 3 MHz.

- 5 El sistema de control puede incluir, por ejemplo, una unidad de control 3 específica y un ordenador 4. En este ejemplo, la unidad de control 3 se utiliza para controlar la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 y adquirir señales de la misma, mientras que el ordenador 4 se utiliza para controlar la unidad de control 3, generar secuencias de imágenes en 3D a partir de las señales adquiridas por la unidad de control 3 y determinar a partir de las mismas parámetros de cuantificación. En una variante, un solo dispositivo electrónico podría cumplir con todas las funcionalidades de la
10 unidad de control 3 y el ordenador 4.

Como se muestra en la figura 2, la unidad de control 3 puede incluir, por ejemplo:

- 15 - $n * n$ convertidores analógico/digital 5 (AD_{ij}) conectados individualmente a los n transductores T_{ij} de la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2;
- $n * n$ memorias intermedias 6 (B_{ij}) conectadas respectivamente a los $n * n$ convertidores analógico/digital 5;
- una unidad central de procesamiento 7 (UCP) que se comunica con las memorias intermedias 6 y el ordenador 4;
- una memoria 8 (MEM) conectada a la unidad central de procesamiento 7;
- 20 - un procesador de señal digital 9 (PDS) conectado a la unidad central de procesamiento 7.

El aparato puede funcionar como sigue.

(a) Adquisición:

- 25 La sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 se coloca en el pecho 10 del paciente 1, generalmente entre dos costillas, frente al corazón 12 del paciente como se muestra en la figura 4.

Debido al limitado espacio intercostal entre las costillas 11 en comparación con el tamaño del corazón 12 del que se va a obtener la imagen, la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2 se controla para transmitir ondas ultrasónicas divergentes en el pecho 10, por ejemplo, ondas ultrasónicas esféricas (es decir, que tienen un frente de onda esférico O1). El sistema de control puede programarse de manera que las ondas ultrasónicas se transmitan a una frecuencia de varios miles de ondas ultrasónicas por segundo, por ejemplo, más de 10.000 ondas ultrasónicas no dirigidas por segundo.

35 Las ondas esféricas se pueden generar por un solo elemento transductor (con baja amplitud) o de manera más ventajosa con mayor amplitud por una gran parte de la matriz utilizando una o más fuentes puntuales virtuales T'_{ij} formando una matriz virtual 2' colocada detrás o delante de la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2, como se muestra en las figuras 3 y 4. El retardo de transmisión, TD, aplicado por el sistema de control a un elemento transductor e

colocado en posición $\begin{pmatrix} x_e \\ y_e \\ 0 \end{pmatrix}$ asociado a la fuente virtual v colocada en posición $\begin{pmatrix} x_v \\ y_v \\ z_v \end{pmatrix}$ es:

40
$$TD = \sqrt{z_v^2 + (x_e - x_v)^2 + (y_e - y_v)^2} / c$$

donde c es la velocidad del sonido.

45 Para cada fuente virtual T'_{ij} utilizada, es posible que el sistema de control active solo un subconjunto 2a de la sonda ultrasónica de matriz en 2D 2, que tiene una subapertura L que determina el ángulo de apertura α de la onda ultrasónica divergente. El ángulo de apertura α puede ser, por ejemplo, de 90°. La profundidad de la imagen a lo largo del eje Z puede ser de aproximadamente 12 a 15 cm.

50 Es posible utilizar solo una fuente virtual T'_{ij} y, por lo tanto, una onda ultrasónica para cada imagen en 3D del corazón, como se explicará más adelante.

Sin embargo, para mejorar la resolución y el contraste de la imagen, es útil para transmitir las ondas ultrasónicas no dirigidas en series de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, teniendo respectivamente las ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie diferentes direcciones de propagación: en ese caso, cada imagen en 3D se sintetiza a partir de las señales adquiridas de una de dichas series de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas como se explicará más adelante. Las ondas ultrasónicas sucesivas de cada serie se pueden obtener mediante la variación de la fuente virtual T_{ij} de una onda a otra, variando así el frente de onda O1, O2, etc., como se muestra en la figura 5. Cada serie puede incluir, por ejemplo, de 5 a 20 ondas ultrasónicas sucesivas en diferentes direcciones, por ejemplo,
60 de 10 a 20 ondas ultrasónicas sucesivas en diferentes direcciones.

En todos los casos, después de que se transmite cada onda ultrasónica, los ecos retrodispersados son adquiridos por dicha sonda ultrasónica de matriz en 2D (muestreada, por ejemplo, con una frecuencia de muestreo de 12 MHz) y memorizados. Estos datos sin procesar (también llamados datos de RF o datos de radiofrecuencia) se utilizan para

generar una secuencia de imágenes en 3D.

La duración de la adquisición puede estar comprendida entre 10 ms y algunos ciclos cardíacos, por ejemplo, al menos una parte del ciclo cardíaco (por ejemplo, la diástole o sístole, o un ciclo cardíaco) y menos de 10 ciclos cardíacos (por ejemplo, menos de 5 ciclos cardíacos). Dicha duración puede estar comprendida, por ejemplo, entre 1 s y 10 s (por ejemplo, menos de 5 s). En un ejemplo específico, dicha duración es de alrededor de 1,5 s.

Se puede registrar un electrocardiograma (ECG) durante la adquisición.

10 **(b) Obtención de imágenes:**

Después de recibir los ecos retrodispersados, el sistema de control puede aplicar directamente un haz modelado paralelo para reconstruir la imagen en 3D de cada onda ultrasónica individual. El haz modelado de retardo y suma se puede utilizar en el dominio temporal o en el dominio de Fourier. En el dominio temporal, los retrasos aplicados a la

15 señal recibida por cada elemento transductor e para reconstruir un vóxel colocado en $\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$ es la suma del tiempo de propagación directa desde la fuente virtual v hasta el vóxel y el tiempo de propagación retrodispersada hasta el elemento transductor e:

$$\text{Retraso} = \text{retraso directo} + \text{retraso retrodispersado}$$

$$20 \text{ Retraso directo} = \sqrt{(z - z_v)^2 + (x - x_v)^2 + (y - y_v)^2} / c$$

$$\text{Retraso retrodispersado} = \sqrt{z^2 + (x_e - x)^2 + (y_e - y)^2} / c$$

25 En caso de que las ondas ultrasónicas se transmitan mediante una serie de ondas ultrasónicas que tengan direcciones de propagación respectivamente diferentes, como se explicó anteriormente, cada imagen se puede obtener por el sistema de control a través de procesos conocidos de obtención de imágenes sintéticas. Los vóxeles se forman mediante haces utilizando algoritmos de retardo y suma para cada fuente virtual y, posteriormente, se combinan coherentemente para formar una imagen 3D final de alta calidad. Los detalles de la obtención de dichas imágenes sintéticas se pueden encontrar, por ejemplo, en:

Montaldo, G., Tanter, M., Bercoff, J., Benech, N., Fink, M., 2009. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 56, 489-506. doi:10.1109/TUFFC.2009.1067

35 Nikolov, S. I., 2001. Synthetic aperture tissue and flow ultrasound imaging. Orsted-DTU, Technical University de Dinamarca, Lyngby, Dinamarca.

Nikolov, S. I., Kortbek, J., Jensen, J. A., 2010. Practical applications of synthetic aperture imaging, en: 2010 IEEE Ultrasonics Symposium (IUS). Presentado en el Simposio de ultrasonidos IEEE 2010 (IUS), págs. 350-358. doi: 10.1109/ULTSYM.2010.5935627

40 Lockwood, G. R., Talman, J. R., Brunke, S. S., 1998. Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 45, 980-988. doi:10.1109/58.710573

Papadacci, C., Pernot, M., Couade, M., Fink, M. y Tanter, M. High-contrast ultrafast imaging of the heart. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 61, 288-301, doi:10.1109/tuffc.2014.6722614 (2014).

45 La frecuencia de imágenes, es decir, la frecuencia de imágenes en 3D en la secuencia animada que finalmente se obtiene, puede ser de varios miles de imágenes en 3D por segundo, por ejemplo, de 3000 a 5000 imágenes en 3D por segundo.

50 **(c) Cálculo de la velocidad de la sangre y de los tejidos:**

El sistema de control puede realizar la estimación del flujo sanguíneo y del movimiento del tejido mediante métodos conocidos.

55 Por ejemplo, se puede utilizar el algoritmo de Kasai para estimar el movimiento de la sangre y de los tejidos con un muestreo de la semilongitud de onda espacial (Kasai, C., Namekawa, K., Koyano, A., Omoto, R., 1985. Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique. *IEEE Trans. Sonics Ultrason.* 32, 458-464. doi:10.1109/T-SU.1985.31615). El flujo sanguíneo se puede estimar mediante la aplicación primero de un filtro de paso alto a los datos de banda base y, a continuación, para cada vóxel individual, se puede obtener el Doppler con energía mediante la integración de la densidad espectral de potencia, se puede obtener el Doppler pulsado mediante el cálculo

60 de la transformada de Fourier de tiempo corto y se pueden obtener los mapas Doppler a color mediante la estimación del primer momento del espectrograma Doppler pulsado específico del vóxel. Los mapas integrales de potencia-velocidad se pueden obtener mediante el cálculo de la integral temporal de la potencia por la velocidad para obtener imágenes de un parámetro relacionado con el caudal. El filtrado avanzado, tal como los filtros espacio-temporales basados en la descomposición de valores singulares, también se puede utilizar para eliminar mejor la señal de

interferencia (Demené, C. *et al.* Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and Ultrasound Sensitivity. IEEE transactions on medical imaging 34, 2271-2285, doi:10.1109/tmi.2015.2428634 (2015)).

5 En un ejemplo específico:

- la velocidad del tejido en 4D se puede calcular mediante la realización de una correlación cruzada en 1D para obtener volúmenes de desplazamientos axiales de volumen a volumen de tejido. Después se aplicó a los desplazamientos un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte de 60 Hz. Se puede aplicar una máscara 3D de miocardio (específica para los tejidos del miocardio) para eliminar la señal fuera del músculo. Para mostrar velocidades del tejido en 4D, se puede utilizar el programa informático Amira®. En cada vóxel, se puede derivar una curva de velocidad del tejido.
- El Doppler a color en 4D se puede calcular mediante la realización de un filtrado SVD para eliminar la señal del tejido y mantener solo la señal del flujo sanguíneo como se hace, por ejemplo, en la publicación anterior de Demené *et al.* Se puede realizar una correlación cruzada axial en 1D píxel por píxel en vóxeles filtrados por SVD para obtener volúmenes Doppler a color. Para mostrar Doppler a color en 4D, se puede aplicar una máscara en 3D de la cavidad (específica de la cavidad que recibe sangre, por ejemplo, la cavidad del ventrículo izquierdo) para eliminar la señal fuera de la cavidad y la representación del volumen se puede realizar con el programa informático Amira®.

Las máscaras en 3D mencionadas anteriormente de la cavidad del ventrículo izquierdo y el miocardio se pueden calcular de la siguiente manera. La cavidad puede segmentarse utilizando el flujo del Doppler con energía integrado durante todo el ciclo cardíaco en las imágenes en 3D. El miocardio se puede segmentar utilizando la velocidad tisular integrada durante el ciclo cardíaco y la selección manual del contorno en dos cortes 2D perpendiculares. Se puede utilizar una interpolación elíptica para obtener la representación tridimensional.

De manera más general, la etapa (c) implica calcular automáticamente cartografía en 3D de al menos un parámetro relacionado con la velocidad de la sangre y/o la velocidad del tejido en dicho volumen visualizado, en función de dicha secuencia de imágenes en 3D. Dicha cartografía en 3D puede consistir en una secuencia animada de imágenes en 3D del parámetro calculado. El parámetro puede ser la velocidad de la sangre y/o del tejido, o un componente de la misma.

(d) Localización de puntos de interés:

35 En función de los parámetros de cuantificación que se busquen, al menos un punto de interés que tiene una propiedad predeterminada se localiza automáticamente por el sistema de control en la secuencia de imágenes en 3D.

40 Cuando el parámetro de cuantificación implica una velocidad sanguínea máxima en una determinada zona anatómica, el sistema de control puede localizar automáticamente dicho punto de interés como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D. Por ejemplo, cuando se tiene que calcular la velocidad diastólica de flujo transmitral temprana E, es decir, la velocidad de la sangre máxima a través de la válvula mitral durante la onda E del ciclo cardíaco (onda diastólica temprana), el sistema de control (y más particularmente el ordenador 4) puede detectar automáticamente el punto 13 (Figura 6a) de velocidad de la sangre máxima dentro de la válvula mitral. En un ejemplo específico, se puede realizar una transformada de Fourier a lo largo del tiempo en cada vóxel utilizando una ventana deslizante de 60 muestras para recuperar un espectrograma en cualquier parte del volumen. El desolapamiento automático se puede realizar de acuerdo con lo anterior *Demené et al.* Entonces, la ubicación del punto 13 puede detectarse automáticamente mediante la detección del flujo sanguíneo máximo.

50 Cuando el parámetro de cuantificación implica la velocidad del tejido en una determinada posición anatómica en el corazón, el sistema de control puede localizar automáticamente dicha posición anatómica en la secuencia de imágenes en 3D. Por ejemplo, cuando se tiene que calcular la velocidad diastólica del anillo mitral temprana E' (es decir, la velocidad de la válvula mitral durante la onda E del ciclo cardíaco), el sistema de control (y más particularmente el ordenador 4) puede detectar automáticamente un punto 14 de la válvula mitral (Figura 6a). Dicha localización automática puede realizarse de acuerdo con un modelo anatómico del corazón memorizado en el ordenador 4, o mediante la selección de un punto en los tejidos en correspondencia con el punto 14 anterior de velocidad sanguínea máxima.

60 Cuando el parámetro de cuantificación implica una velocidad tisular máxima en una determinada zona anatómica, el sistema de control puede ubicar automáticamente dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y dicho punto de interés como punto de velocidad tisular máxima en dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D. Por ejemplo, cuando se tiene que calcular la velocidad sistólica máxima del anillo S' del ventrículo izquierdo, el sistema determina un punto (no mostrado) de los tejidos que rodean el ventrículo que tiene la velocidad máxima en la secuencia de imágenes del miocardio.

65

(e) Cuantificación

El (los) parámetro(s) de cuantificación deseado(s) se puede(n) calcular por el sistema de control (y en particular por el ordenador 4) en función de (los) punto(s) de interés previamente determinado(s), y en función de la velocidad máxima de la sangre o del tejido de dicho punto de interés.

5 Ejemplos particularmente útiles de dichos parámetros de cuantificación son E, A, E', A', S, D, Vp, S', E/A, E/E', E/E', E'/A', S, S/D, Q, Q sistólico, Q diastólico, DT, IVRT, PVAT, IVT, G medio y G máx en donde:

- E es la velocidad diastólica de flujo transmitral temprana como se define anteriormente;
- 10 - E' es la velocidad diastólica del anillo mitral temprana como se define anteriormente (calculada en el instante de la velocidad sanguínea máxima correspondiente a E);
- A es la velocidad diastólica del flujo transmitral tardía;
- A' es la velocidad diastólica del anillo mitral tardía (calculada en el instante de la velocidad sanguínea máxima correspondiente a A);
- 15 - S es la velocidad sistólica venosa pulmonar máxima;
- D es la velocidad diastólica temprana venosa pulmonar máxima;
- Vp es la velocidad de progresión del flujo;
- Q es el caudal o gasto cardíaco;
- Q sistólico es el caudal transaórtico total de salida;
- 20 - Q diastólico es el caudal transmitral total de entrada;
- DT es el tiempo de desaceleración de la onda E;
- PVAT es el tiempo de aceleración pulmonar;
- IVRT es la duración del tiempo de relajación isovolumétrica;
- G medio y G máx son los gradientes de presión transvalvular medio y máximo;
- 25 - IVT es la integral de velocidad-tiempo;
- S' es la velocidad sistólica máxima del anillo definida anteriormente.

Cabe señalar que:

- 30 - en la etapa (d), dicho al menos un punto de interés se localiza automáticamente basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal;
- y en la etapa (e), dicha al menos una velocidad se determina automáticamente en dicho al menos un punto de interés basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal.

35 De manera más general, en la presente divulgación, los flujos sanguíneos transvalvulares pueden localizarse usando solo la información de la velocidad espacial y temporal sin ninguna información anatómica adicional. Los perfiles temporales de la velocidad del flujo (o perfil Doppler espectral) son de hecho una fuerte característica de la ubicación de la válvula y son muy específicos del tipo de válvula:

- 40 - El flujo sanguíneo transaórtico se caracteriza por un fuerte flujo de salida durante toda la sístole, seguido de ausencia de flujo (o flujo más bajo en sentido inverso en caso de insuficiencia valvular aórtica) durante la diástole. Entonces, el flujo transaórtico se puede localizar con precisión mediante la determinación del máximo espacial de la velocidad de salida de la sangre.
- 45 - Por el contrario, el flujo sanguíneo transmitral se caracteriza por flujo escaso o nulo en la sístole y dos máximos de flujo de entrada al principio y al final de la diástole. Entonces, el flujo transmitral se puede localizar con precisión encontrando el máximo espacial de la velocidad de la sangre de entrada.

Esto es posible en particular porque los perfiles temporales se obtienen de manera simultánea en cada vóxel de la imagen.

50 El punto de interés y la velocidad en este punto de interés se determinan así sin necesidad de una imagen anatómica, en particular sin necesidad de una imagen anatómica en modo B, gracias al hecho de que el presente método implica determinar la cartografía en 3D de la velocidad en todo el volumen visualizado. Así pues, el método completo de la presente descripción no necesita imágenes en modo B y, más generalmente, no necesita imágenes anatómicas, lo que permite resultados más rápidos del presente método.

Ejemplo:

60 Se obtuvieron imágenes del ventrículo izquierdo de un voluntario humano sano y de un paciente joven con miocardiopatía hipertrófica (figuras 6 y 8, respectivamente) y se calculó automáticamente el índice E/E' para ambos casos.

65 A continuación, un cardiólogo hizo una ecografía al voluntario humano sano y al paciente joven utilizando un sistema de ultrasonido clínico clásico en la vista apical de 4 cámaras (Figuras 7 y 9). El espectro Doppler y la velocidad tisular se evaluaron utilizando los modos Doppler pulsado y Doppler tisular y se calculó automáticamente el índice E/E' para ambos casos. Estas medidas manuales confirmaron la precisión de la medición automática, mientras que la medición

automática es mucho más rápida (se realiza en un latido) y no requiere formación específica por parte del técnico.

REIVINDICACIONES

1. Método para obtener imágenes en 4D del corazón de un ser vivo, incluyendo dicho método al menos las siguientes etapas:

- 5 (a) una etapa de adquisición en donde las ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten en el corazón mediante una sonda ultrasónica de matriz en 2D (2) y los datos sin procesar de las ondas ultrasónicas retrodispersadas se adquieren mediante dicha sonda ultrasónica de matriz en 2D (2);
- 10 (b) una etapa de obtención de imágenes en donde se genera una secuencia de imágenes en 3D a partir de dichos datos sin procesar, formando dicha secuencia de imágenes en 3D una animación que muestra los movimientos de un volumen visualizado que incluye al menos parte del corazón;
- (c) una etapa de cálculo de la velocidad en donde se calcula automáticamente la cartografía en 3D de al menos un parámetro relacionado con la velocidad de la sangre y la velocidad del tejido en dicho volumen visualizado y tiempo, en función de dicha secuencia de imágenes en 3D;
- 15 (d) una etapa de localización en donde al menos un punto de interés que tiene una propiedad predeterminada se localiza automáticamente en dicha secuencia de imágenes en 3D, en donde dicho al menos un punto de interés se localiza automáticamente basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal;
- (e) una etapa de cuantificación en donde al menos una velocidad elegida entre la velocidad de la sangre y la velocidad del tejido se determina automáticamente en dicho al menos un punto de interés y se calcula automáticamente un parámetro de cuantificación predeterminado, que implica dicha al menos una velocidad, en donde dicha al menos una velocidad se determina automáticamente en dicho al menos un punto de interés basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal;

en donde el parámetro de cuantificación implica:

- 25 - bien una velocidad sanguínea máxima en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicho punto de interés (13) como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D;
- 30 - o una velocidad tisular máxima en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y la localización automática de dicho punto de interés como punto de velocidad tisular máxima en dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D.

35 2. Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el parámetro de cuantificación implica una variación temporal del parámetro relacionado con la velocidad en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicho punto de interés (13) como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D.

40 3. Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el parámetro de cuantificación implica una integral de tiempo del parámetro relacionado con la velocidad en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicho punto de interés (13) como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D.

45 4. Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el parámetro de cuantificación implica una integral de espacio del parámetro relacionado con la velocidad en una determinada zona anatómica y dicha etapa de localización (d) incluye la localización automática de dicho punto de interés (13) como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D.

50 5. Método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el parámetro de cuantificación determinado en dicha etapa de cuantificación se elige de E, A, E', A', S, D, Vp, S', E/A, E/E', E/E', E'/A', S, S/D, IVT, G medio y G máx en donde:

- 55 - E es la velocidad diastólica del flujo transmitral temprana;
- E' es la velocidad diastólica del anillo mitral temprana;
- A es la velocidad diastólica del flujo transmitral tardía;
- A' es la velocidad diastólica del anillo mitral tardía;
- S es la velocidad sistólica venosa pulmonar máxima;
- D es la velocidad diastólica temprana venosa pulmonar máxima;
- Vp es la velocidad de progresión del flujo;
- 60 - G medio y G máx son los gradientes de presión transvalvular medio y máximo;
- IVT es la integral de velocidad-tiempo;
- S' es la velocidad sistólica máxima del anillo.

65 6. Método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde durante dicha etapa de adquisición (a), dichas ondas ultrasónicas no dirigidas se transmiten en varias series de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, teniendo las ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie direcciones de propagación

respectivamente diferentes, y dicha etapa de obtención de imágenes (b) incluye sintetizar una imagen en 3D mediante la obtención de imágenes sintéticas por ultrasonido a partir de los respectivos datos sin procesar correspondientes a dichas ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie.

5 7. Aparato para la obtención de imágenes en 4D del corazón de un ser vivo, incluyendo dicho aparato al menos una sonda ultrasónica de matriz en 2D (2) y un sistema de control (3, 4) configurado para:

10 (a) transmitir ondas ultrasónicas no dirigidas en el corazón a través de dicha sonda ultrasónica de matriz en 2D (2) y adquirir datos sin procesar de ondas ultrasónicas retrodispersadas a través de dicha sonda ultrasónica de matriz en 2D (2),

(b) generar una secuencia de imágenes en 3D a partir de dichos datos sin procesar, formando dicha secuencia de imágenes en 3D una animación que muestra los movimientos de un volumen visualizado que incluye al menos parte del corazón,

15 (c) calcular automáticamente la cartografía en 3D de al menos un parámetro relacionado con la velocidad de la sangre y la velocidad del tejido en dicho volumen visualizado, en función de dicha secuencia de imágenes en 3D,

(d) localizar automáticamente al menos un punto de interés (13, 14) que tenga una propiedad predeterminada en dicha secuencia de imágenes en 3D, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para localizar automáticamente dicho al menos un punto de interés basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal;

20 (e) determinar automáticamente al menos una velocidad elegida entre la velocidad de la sangre y la velocidad del tejido en dicho al menos un punto de interés (13, 14) y calcular automáticamente un parámetro de cuantificación predeterminado que implica dicha al menos una velocidad, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para determinar automáticamente dicha al menos una velocidad en dicho al menos un punto de interés basándose únicamente en dicha cartografía en 3D y su perfil temporal, en donde el parámetro de cuantificación
25 implica:

- bien una velocidad sanguínea máxima en una determinada zona anatómica y dicho sistema de control (3, 4) configurado para localizar automáticamente dicho punto de interés (13) como punto de velocidad sanguínea máxima en dicha zona anatómica y en al menos parte de la secuencia de imágenes en 3D;

30 - o una velocidad tisular máxima en una determinada zona anatómica y dicho sistema de control (3, 4) configurado para localizar automáticamente dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D y localizar automáticamente dicho punto de interés como punto de velocidad tisular máxima en dicha zona anatómica en la secuencia de imágenes en 3D.

35 8. Aparato de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el parámetro de cuantificación se elige de E, A, E', A', S, D, Vp, S', E/A, E/E', E/E', E'/A', S, S/D, IVT, G medio y G máx en donde:

- E es la velocidad diastólica del flujo transmitral temprana;

- E' es la velocidad diastólica del anillo mitral temprana;

40 - A es la velocidad diastólica del flujo transmitral tardía;

- A' es la velocidad diastólica del anillo mitral tardía;

- S es la velocidad sistólica venosa pulmonar máxima;

- D es la velocidad diastólica temprana venosa pulmonar máxima;

45 - Vp es la velocidad de progresión del flujo;

- G medio y G máx son los gradientes de presión transvalvular medio y máximo;

- IVT es la integral de velocidad-tiempo;

- S' es la velocidad sistólica máxima del anillo.

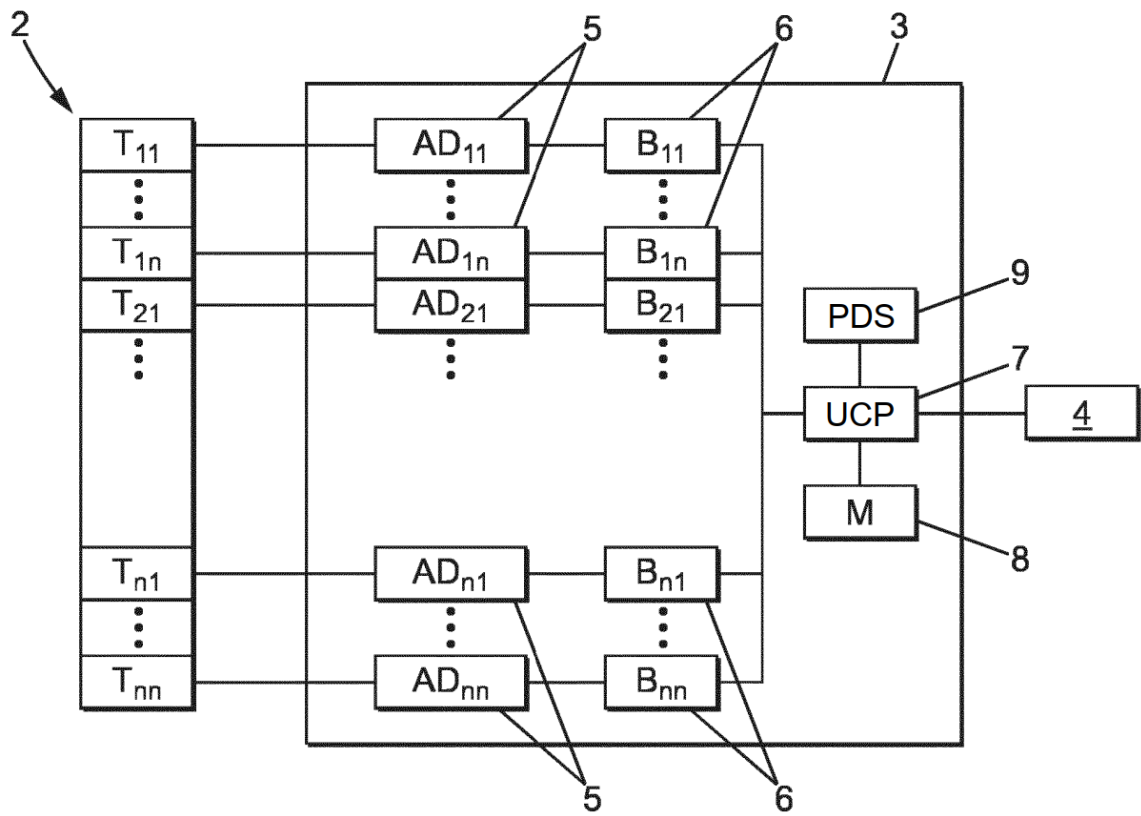
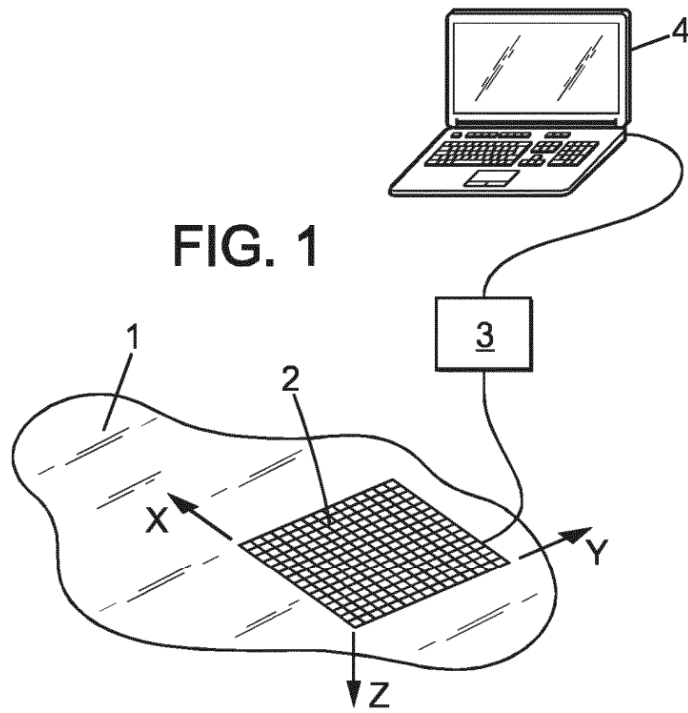
50 9. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 7 a 8, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas en varias series de ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas, teniendo las ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie direcciones de propagación respectivamente diferentes, y dicho sistema de control (3, 4) está configurado para sintetizar una imagen en 3D mediante la obtención de imágenes sintéticas por ultrasonido a partir de los respectivos datos sin procesar correspondientes a dichas ondas ultrasónicas no dirigidas sucesivas de cada serie;

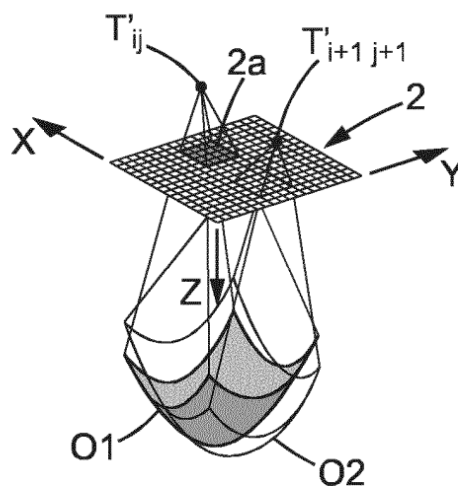
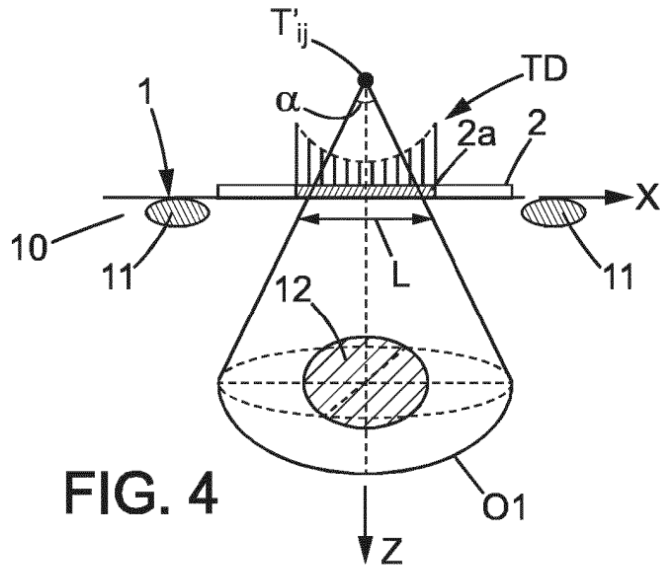
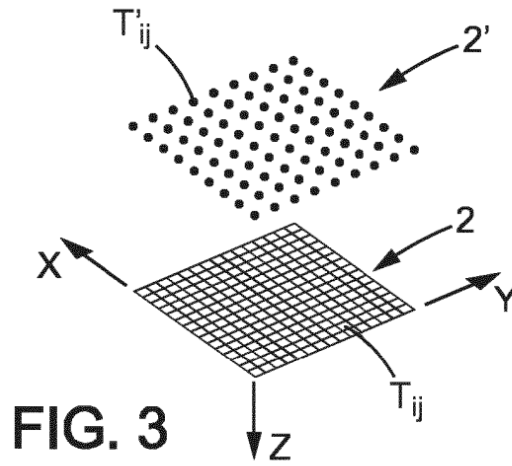
55 10. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 7 a 9, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas como ondas ultrasónicas divergentes.

60 11. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 7 a 10, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas durante una duración de al menos parte de un ciclo cardíaco y menos de 10 ciclos cardíacos.

12. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 7 a 11, en donde dicho sistema de control (3, 4) está configurado para transmitir dichas ondas ultrasónicas no dirigidas durante una duración comprendida entre 1 s y 10 s.

65





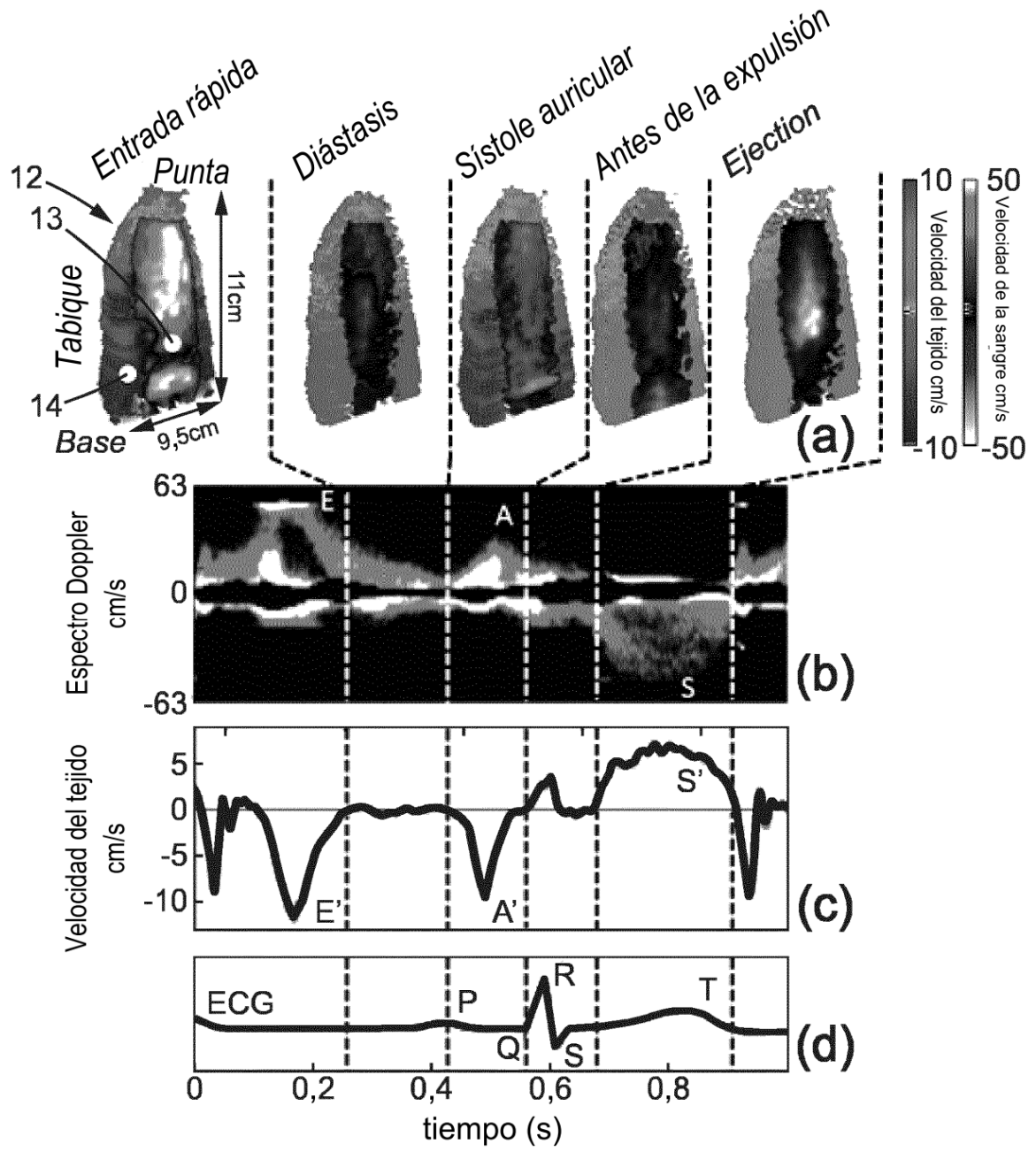
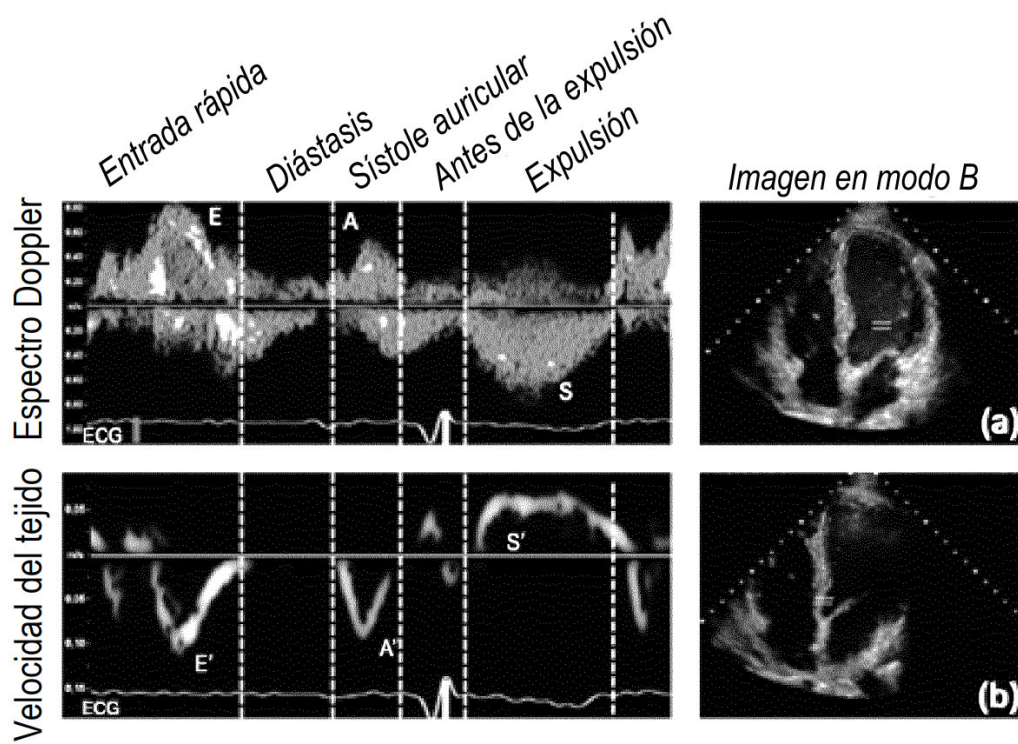


FIG. 6



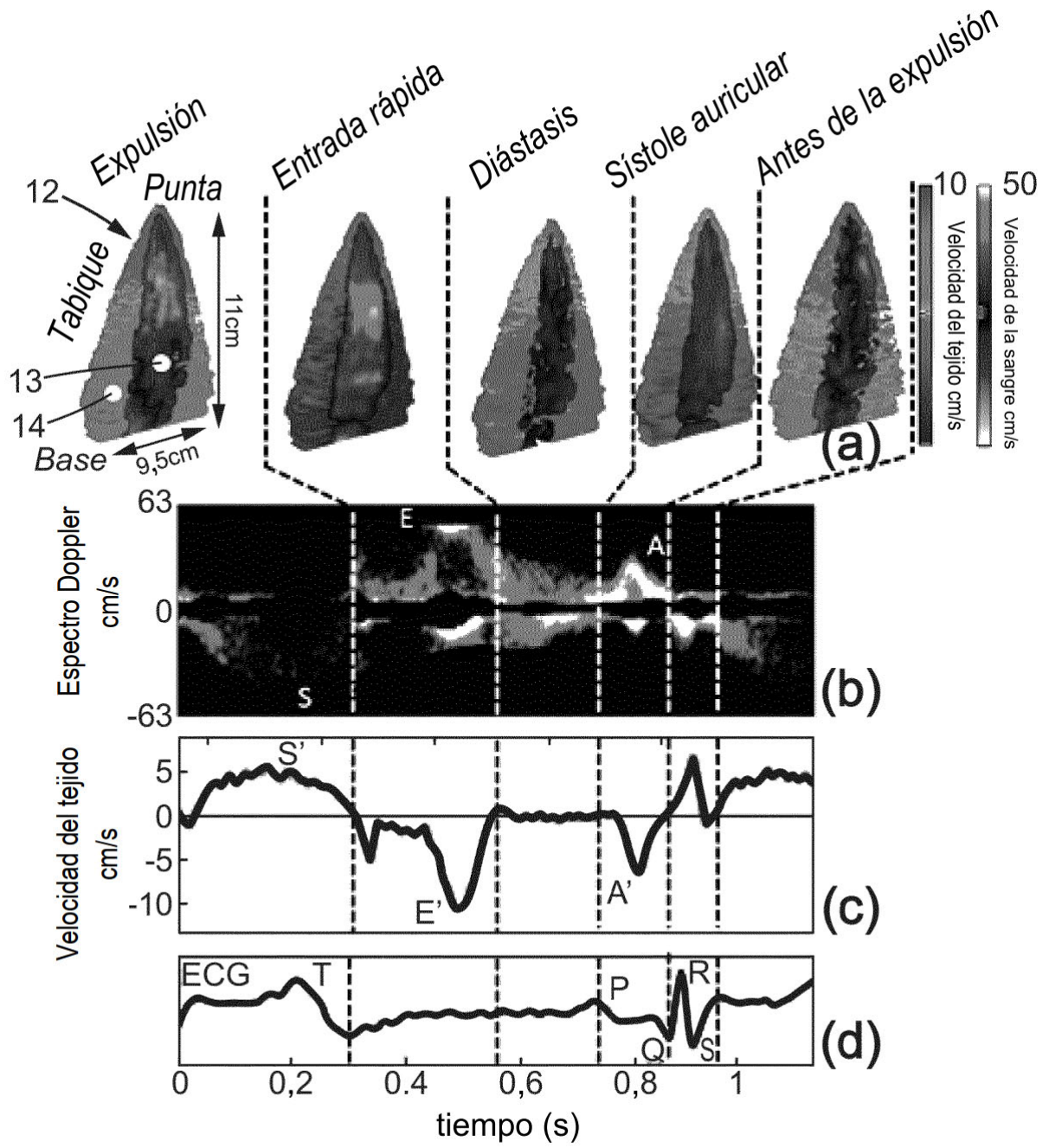


FIG. 8

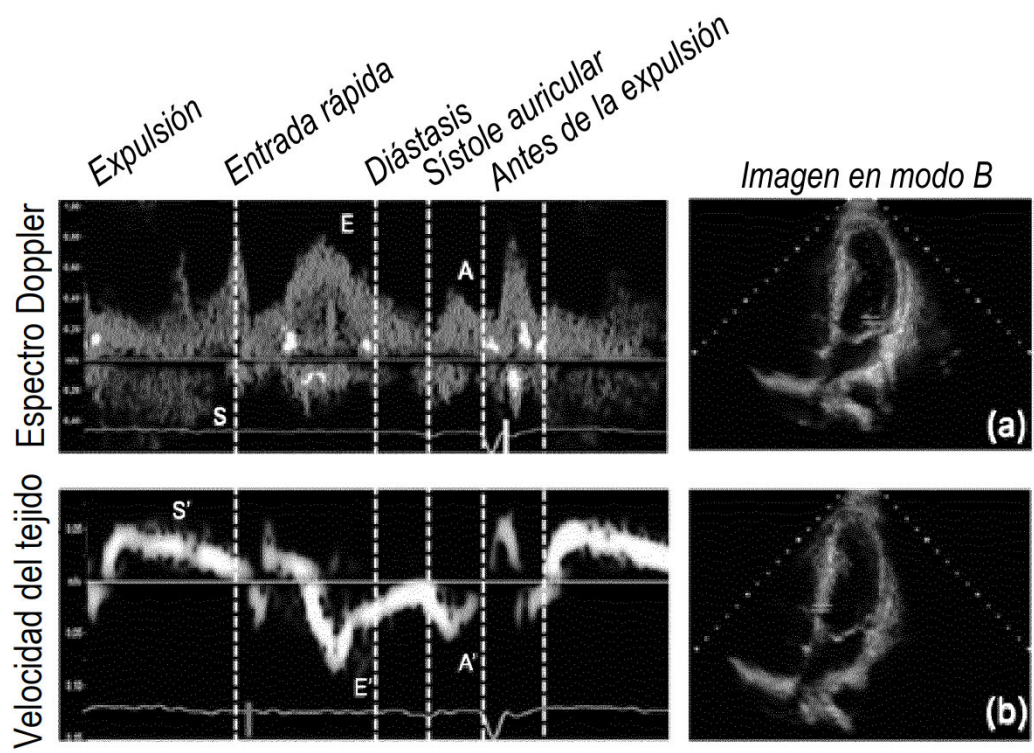


FIG. 9