

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 808 056**

51 Int. Cl.:

G06T 7/38 (2007.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G16H 30/00 (2008.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.01.2015** **E 15152640 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.05.2020** **EP 2905951**

54 Título: **Sincronización entre secuencias de imágenes del corazón adquiridas a diferentes frecuencias cardíacas**

30 Prioridad:

07.02.2014 US 201414174933

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

25.02.2021

73 Titular/es:

BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL) LTD. (100.0%)

4 Hatnufa Street

Yokneam, 2066717, IL

72 Inventor/es:

DEMRI, TAMIR;

ZEIDAN, ZIYAD y

ZIGELMAN, GIL

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 808 056 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

Sincronización entre secuencias de imágenes del corazón adquiridas a diferentes frecuencias cardíacas

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere de manera general a la imagenología del corazón, y particularmente a métodos y sistemas para sincronizar entre imágenes de secuencia del corazón adquiridas a diferentes frecuencias cardíacas.

10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Algunos procedimientos de imagenología cardíaca producen un videoclip que comprende una secuencia de fotogramas de imagen que muestra la actividad dinámica del corazón. Los procedimientos de imagenología del corazón incluyen, por ejemplo, procedimientos de imagenología fluoroscópicos y por ultrasonidos. En algunos casos, es deseable sincronizar entre diferentes videoclips de imagenología. En la técnica se conocen varias técnicas para sincronizar entre mediciones separadas del corazón.

Por ejemplo, la Patente de Estados Unidos 7.477.928 describe un método para asociar datos de forma de onda de ECG con datos de imágenes de tomografía computarizada usando un esquema de sincronización de datos. El método incluye generar los datos de la forma de onda del ECG usando un dispositivo de electrocardiograma, operar un sistema de imagenología de tomografía computarizada para crear los datos de imagen de tomografía computarizada, comunicar una señal de marcador de exposición al dispositivo de electrocardiograma de tal manera que la señal del marcador de exposición esté asociada con los datos de la forma de onda de EKG. El método incluye además procesar los datos de imagen de tomografía computada, los datos de forma de onda de ECG y la señal del marcador de exposición, para correlacionar los datos de forma de onda de ECG con los datos de imagen de tomografía computada.

La Patente de Estados Unidos 8.583.101 describe un método y un aparato para sincronizar el comportamiento de la frecuencia cardíaca. El método incluye adquirir una lista de períodos y una lista de tiempos, adquirir una duración del período del comportamiento de la frecuencia cardíaca de acuerdo con la lista de períodos y, el tiempo de sincronización de acuerdo con la lista de tiempos, un período de frecuencia cardíaca, y un multiplicador preestablecido. El método incluye además sincronizar por lo menos un tipo de comportamiento de la frecuencia cardíaca usando la duración del período del comportamiento de la frecuencia cardíaca como un período desde el tiempo de sincronización.

La Patente de Estados Unidos 6.389.310 describe el procesamiento de datos que se obtienen de la tomoscintigrafía de electrocardiograma sincronizado, dichos datos correlacionándose con la imagen que proporciona la actividad del corazón, que comprende aurículas, ventrículos, válvulas y tabique. La imagen comprende por lo menos una primera y una segunda partes. La primera parte consiste de los píxeles que muestran las aurículas y los ventrículos durante el ciclo cardíaco, en donde cada ciclo comprende intervalos de tiempo sucesivos con un tiempo de fin de sístole y de fin de diástole. La segunda parte consiste de píxeles que no están sustancialmente implicados con la actividad cardíaca.

La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos US2012/0027259A1 divulga un método y aparato para correlacionar las dos secuencias de imágenes de un objeto que se mueve periódicamente con respecto a la periodicidad de tal manera que las mismas fases de movimiento del objeto que se mueve periódicamente se correlacionen para ser presentadas simultáneamente.

"Spatio-temporal free-form registration of cardiac MR image sequences" por D. Perperidis et al. (Medical Image Analysis, Oxford University Press, vol. 9, Nº 5, páginas 441-456, XP025369255, ISSN 1361-8415) presenta algoritmos de registro para la alineación espacio-temporal de secuencias de imágenes de MR cardíacas que usan un modelo de transformación deformable 4D que se separa en componentes espaciales y temporales.

55 SUMARIO DE LA INVENCION

Una realización de la presente invención que se describe en la presente proporciona un método para realizar un procedimiento médico. El método incluye mantener una dependencia no lineal entre la duración de una fase dada dentro de un ciclo cardíaco y una frecuencia cardíaca respectiva. Se reciben la primera y la segunda secuencias de imágenes de la actividad dinámica del corazón de un paciente, adquiridas a las primera y la segunda frecuencias cardíacas respectivas diferentes del corazón. La sincronización entre la primera y la segunda secuencia de imágenes se realiza en base a la dependencia no lineal, de la primera y la segunda frecuencias cardíacas, y de una frecuencia cardíaca común dada. La primera y la segunda secuencias de imágenes se reproducen en sincronización con la frecuencia cardíaca común.

En algunas realizaciones, la frecuencia cardíaca común es igual a la segunda frecuencia cardíaca, la sincronización entre la primera y la segunda secuencias de imágenes incluye la sincronización de la segunda secuencia de imágenes con la primera secuencia de imágenes, y reproducir la primera y la segunda secuencias de imágenes incluye reproducir la segunda secuencia de imágenes en sincronización con la primera frecuencia cardíaca. En otras realizaciones, la fase dada incluye una fase activa, en la que el volumen de una cámara del corazón cambia rápidamente, y mantener la dependencia no lineal incluye mantener una función no lineal que relaciona la duración de la fase activa con la frecuencia cardíaca respectiva. En otras realizaciones más, el ciclo cardíaco incluye además una fase pasiva en la que el volumen de la cámara del corazón cambia lentamente, y la sincronización entre la primera y la segunda secuencias de imágenes incluye determinar las veces de presentación de imágenes de la segunda secuencia de imágenes en cada una de las fases activas y pasivas en base a la función no lineal.

En una realización, mantener la función no lineal incluye mantener una función lineal por partes que incluye dos o más segmentos lineales. En otra realización, la función lineal por partes incluye un primer y un segundo segmentos lineales correspondientes a las frecuencias cardíacas respectivas por debajo y por encima de una frecuencia cardíaca umbral. En otra realización más, reproducir la segunda secuencia de imágenes incluye seleccionar una imagen de la segunda secuencia de imágenes cuyo tiempo de presentación determinado coincida con un tiempo de renderización de una imagen renderizada entre las imágenes de la primera secuencia.

En algunas realizaciones, reproducir la segunda secuencia de imágenes incluye mostrar la imagen seleccionada de la segunda secuencia de imágenes superpuesta sobre la imagen renderizada de la primera secuencia de imágenes. En otras realizaciones, recibir la primera secuencia de imágenes incluye recibir una imagen en tiempo real dinámica del corazón. En otras realizaciones más, recibir la segunda secuencia de imágenes incluye recibir un videoclip fluoroscópico grabado previamente.

En una realización, el ciclo cardíaco incluye múltiples subfases, las subfases corresponden a múltiples dependencias no lineales respectivas que se relacionan cada una entre una duración de la subfase respectiva y la frecuencia cardíaca respectiva, y la sincronización entre la primera y la segunda secuencias de imágenes incluyen la determinación de los tiempos de presentación de las imágenes de la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a las múltiples dependencias no lineales, en la primera y la segunda frecuencias cardíacas, y en la frecuencia cardíaca común.

Se proporciona adicionalmente, de acuerdo con una realización de la presente invención, un aparato para realizar un procedimiento médico que incluye un dispositivo de salida y un procesador. El procesador está configurado para mantener una dependencia no lineal entre la duración de una fase dada dentro de un ciclo cardíaco y una frecuencia cardíaca respectiva, para recibir la primera y la segunda secuencias de imágenes de la actividad dinámica del corazón de un paciente, adquiridas a la primera y la segunda frecuencias cardíacas diferentes respectivas, para sincronizar entre la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a la dependencia no lineal, en la primera y la segundas frecuencias cardíacas y en una frecuencia cardíaca común dada, y reproducir la primera y la segunda secuencias de imágenes sincronizadas con la frecuencia cardíaca común en el dispositivo de salida.

La presente invención se entenderá más completamente a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones de la misma, tomada junto con los dibujos en los que:

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La Fig. 1 es una ilustración pictórica esquemática de un sistema para mapeo electrofisiológico intracardíaco (EP), de acuerdo con una realización de la invención;
La Fig. 2 es un gráfico que muestra un comportamiento dinámico característico del volumen ventricular del corazón, de acuerdo con una realización de la presente invención;
La Fig. 3 es un gráfico que representa una función no lineal que se relaciona entre la duración de la fase activa dentro del ciclo cardíaco y la frecuencia cardíaca;
La Fig. 4 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema de mapeo cardíaco, que incluye la sincronización de un videoclip fluoroscópico con la frecuencia cardíaca actual;
Las Figs. 5A-5D son diagramas que muestran cuatro ejemplos de distorsión en el tiempo de un fotograma de videoclip fluoroscópico dentro de un único ciclo cardíaco;
La Fig. 6 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para sincronizar un videoclip fluoroscópico con un mapa EP, de acuerdo con una realización de la presente invención; y
La Fig. 7 es un gráfico que representa un comportamiento dinámico característico del volumen ventricular del corazón a tres frecuencias cardíacas diferentes, de acuerdo con una realización de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES

VISIÓN GENERAL

En algunos procedimientos médicos que implican imagenología o mapeo del corazón, la imagenología se basa en un catéter, que el médico inserta a través del sistema vascular en el corazón. Varios sistemas de mapeo cardíaco están disponibles comercialmente, como el sistema CARTO™ ofrecido por Biosense Webster, Inc. (Diamond Bar, California). El CARTO rastrea la posición y los parámetros operativos del extremo distal del catéter y muestra esta información electrónicamente en un mapa anatómico tridimensional (3D) del corazón.

Durante la imagenología cardíaca, a veces es útil reproducir un videoclip fluoroscópico previamente grabado del corazón simultáneamente con el mapa 3D del corazón producido actualmente. En la descripción que sigue, un videoclip fluoroscópico sirve como ejemplo para la imagenología dinámica del corazón, aunque también puede usarse cualquier otro método de imagenología del corazón adecuado. Entre los ejemplos de otras modalidades de imagenología dinámicas del corazón se incluyen, por ejemplo, ecocardiografía 2D, ecocardiografía 3D, imagenología por resonancia magnética (MRI), y tomografía computarizada (CT).

En principio, es posible sincronizar el videoclip fluoroscópico con el mapa 3D haciendo coincidir primero cada ciclo de latidos que se produce durante el ciclo cardíaco actual con un ciclo de videoclip respectivo en el videoclip fluoroscópico, y luego determinar los tiempos de presentación de las imágenes del videoclip por ajustes de tiempo lineales basados en los períodos del ciclo respectivos. Sin embargo, como el videoclip fluoroscópico y el presente procedimiento de mapeo cardíaco corresponden a frecuencias cardíacas posiblemente diferentes, y como la duración de las fases intraciclo dentro del ciclo cardíaco puede depender de manera diferente de la frecuencia cardíaca subyacente, un esquema de sincronización tan ingenuo típicamente da como resultado una sincronización distorsionada en el tiempo y, por lo tanto, el videoclip fluoroscópico reproducido no refleja el comportamiento cardíaco real durante el mapeo cardíaco actual.

Las realizaciones de la presente invención que se describen en la presente proporcionan métodos y sistemas mejorados para sincronizar secuencias de imágenes de un corazón de un paciente que se adquirieron a diferentes frecuencias cardíacas. Las técnicas divulgadas aplican distorsión de tiempo no lineal a una de las secuencias de imágenes, para mapearla con precisión en la otra secuencia a lo largo de todo el ciclo cardíaco.

En los ejemplos descritos en la presente, las técnicas divulgadas se usan para sincronizar la reproducción de un videoclip fluoroscópico con la frecuencia cardíaca durante el mapeo EP del corazón. Alternativamente, sin embargo, las técnicas divulgadas pueden usarse para sincronizar secuencias de imágenes adquiridas usando cualquier otra modalidad de imagenología adecuada, incluyendo cateterismo cardíaco, procedimientos de transcatéter como, por ejemplo, cierre de defecto del tabique auricular (ASD), reemplazo valvular y biopsia del miocardio.

En algunas realizaciones, en lugar de sincronizar una secuencia de imágenes con la frecuencia cardíaca que corresponde a otra secuencia de imágenes, ambas secuencias se reproducen en sincronización con una frecuencia cardíaca común dada, que puede diferir de ambas frecuencias cardíacas subyacentes correspondientes a las dos secuencias de imágenes.

El ciclo cardíaco puede dividirse en una fase activa en la cual el volumen ventricular cambia rápidamente, y una fase pasiva en la cual el volumen ventricular es estático o aumenta lentamente. En base a estudios clínicos, la duración de las fases activa y pasiva depende de la frecuencia cardíaca subyacente. Por debajo de un umbral de frecuencia cardíaca (FC), la duración de la fase activa es insensible al valor de la FC. Además, por encima del umbral de FC, la fase pasiva desaparece y el ciclo cardíaco comprende solo la fase activa que se acorta cuando aumenta la FC. El valor umbral de FC está típicamente en el intervalo de 95-105 latidos por minuto (BPM). En la descripción que sigue asumimos un umbral de FC de 100 BPM, aunque también puede usarse cualquier otro valor adecuado.

En una realización, la dependencia de la multiplicativa inversa o recíproca de la duración de la fase activa de la FC puede aproximarse mediante una función no lineal como, por ejemplo, una función lineal por partes hecha de dos segmentos lineales. El segmento por debajo de 100 BPM está cerca del plano y la pendiente del segmento por encima de 100 BPM es la unidad.

En algunas realizaciones, la sincronización del videoclip fluoroscópico con la presente FC se lleva a cabo en dos etapas. En la primera etapa, los ciclos cardíacos que se producen durante el presente mapeo cardíaco (también referidos en la presente como ciclos cardíacos) se corresponden con los ciclos respectivos del videoclip fluoroscópico (también referidos como ciclos de videoclip). En la segunda etapa de sincronización, los tiempos de presentación de los fotogramas de videoclip dentro de cada ciclo de videoclip se ajustan en el tiempo para alinearse con la duración completa del ciclo cardíaco correspondiente.

En algunas realizaciones, el videoclip y los ciclos cardíacos se marcan con las anotaciones de videoclip y cardíacas respectivas, que indican los tiempos de inicio de los ciclos cardíacos. Las anotaciones cardíacas pueden generarse analizando una señal de electrocardiograma (ECG), que se mide durante el presente procedimiento de

mapeo cardíaco, o usando cualquier otro método adecuado. Las anotaciones de videoclip pueden generarse de manera similar a partir de una señal de ECG (en el momento de la grabación del videoclip) o, por ejemplo, analizando los fotogramas de la imagen del videoclip fluoroscópico.

En una realización, la segunda etapa de sincronización se implementa mediante un correlacionador cardíaco, que recibe las anotaciones que marcan los ciclos de coincidencia cardíaca y de videoclip actuales y anteriores. El correlacionador cardíaco estima las FC de los videoclips y cardíaca a partir de las duraciones respectivas de los ciclos anteriores, y estima la duración de la fase activa cardíaca y del videoclip usando la función no lineal. El correlacionador cardíaco adapta por separado los tiempos de presentación de los fotogramas del videoclip que pertenecen a las fases activa y pasiva.

En algunas realizaciones, los eventos de renderización marcan los tiempos en los que se actualiza y muestra el mapa 3D del corazón. Tras recibir un evento de renderización, se selecciona y muestra un fotograma de videoclip cuyo tiempo de presentación adaptado coincide con el tiempo de renderización recibido (posiblemente registrado y superpuesto en el mapa 3D).

Al aplicar una distorsión de tiempo no lineal a los fotogramas del videoclip, teniendo en consideración la diferente dependencia de las fases intraciclo en la frecuencia cardíaca, las técnicas divulgadas permiten reproducir el videoclip fluoroscópico en sincronización con la frecuencia cardíaca actual y con poco o ninguna distorsión de tiempo.

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

La Fig. 1 es una ilustración pictórica esquemática de un sistema 20 para mapeo electrofisiológico intracardíaco (EP), de acuerdo con una realización de la presente invención. El sistema 20 puede basarse, por ejemplo, en el sistema CARTO mencionado anteriormente, con adiciones adecuadas al software del sistema. El sistema 20 comprende una sonda, como un catéter 24, y una consola de control 34. En la realización descrita en la presente a continuación, el catéter 24 se usa para mapear un corazón 26 de un paciente 30. Alternativamente, puede usarse el catéter 24 u otras sondas adecuadas, *mutatis mutandis*, para otros propósitos terapéuticos en el corazón. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el catéter se usa para crear un mapeo 3D del corazón, con o sin la realización de un procedimiento médico adicional como, por ejemplo, ablación cardíaca.

En el sistema de ejemplo de la Fig. 1, un operador 22, como un cardiólogo, inserta el catéter 24 a través del sistema vascular del paciente 30 de manera que el extremo distal del catéter entre en una cámara (por ejemplo, un ventrículo o aurícula) del corazón 26. El catéter 24 está típicamente conectado por un conector adecuado en su extremo proximal a la consola 34. En sistemas alternativos, también pueden usarse medios distintos a un catéter para el mapeo cardíaco dinámico.

En esta realización representada, el sistema 20 usa la detección de posición magnética para determinar las coordenadas de posición del extremo distal del catéter 24 dentro del corazón 26. Para este propósito, un circuito controlador 38 en la consola 34 acciona los generadores de campo 32 para generar campos magnéticos dentro del cuerpo del paciente 30. Típicamente, los generadores de campo 32 comprenden bobinas, que se colocan debajo del torso del paciente en posiciones fijas y conocidas. Estas bobinas generan campos magnéticos en un volumen de trabajo predefinido que contiene el corazón 26. Un sensor de campo magnético (no mostrado) dentro del extremo distal del catéter 24 genera señales eléctricas en respuesta a estos campos magnéticos. Un procesador de señales 40 procesa estas señales para determinar las coordenadas de posición del extremo distal del catéter 24, que incluyen típicamente tanto las coordenadas de localización como las de orientación. Este método de detección de posición se implementa en el sistema CARTO mencionado anteriormente y es bien conocido en la técnica. Alternativa o adicionalmente, el sistema 20 puede usar otros métodos de detección de posición conocidos en la técnica, como métodos basados en impedancia ultrasónica o eléctrica.

El procesador 40 en la consola 34 comprende típicamente un procesador de ordenador de propósito general, con circuitos de entrada y de interfaz adecuados para recibir señales del catéter 24 y para controlar y recibir entradas de los otros componentes de la consola 34. El procesador 40 puede programarse en software para llevar a cabo las funciones que se describen en la presente. El software puede descargarse al procesador 40 en forma electrónica, a través de una red, por ejemplo, o puede proporcionarse, alternativa o adicionalmente, en medios tangibles, no transitorios, como medios de memoria ópticos, magnéticos o electrónicos. Además, alternativa o adicionalmente, algunas o todas las funciones del procesador 40 pueden llevarse a cabo mediante componentes de hardware digital dedicado o programable.

En base a las señales recibidas del catéter 24 y otros componentes del sistema 20, el procesador 40 acciona una pantalla 42 para presentar al operador 22 un mapa tridimensional (3D) 44 del corazón 26. El mapa puede indicar la actividad electrofisiológica cardíaca medida por el catéter 24, además de proporcionar información visual sobre la posición del catéter en el cuerpo del paciente e información y orientación del estado referente al procedimiento en progreso.

El procesador 40 puede aceptar adicionalmente un videoclip fluoroscópico o de cine grabado previamente a través de una interfaz adecuada y almacenar el videoclip localmente en una memoria del procesador 40 (la interfaz y la memoria no se muestran). El operador 22 puede configurar la consola 34 (por ejemplo, usando los controles 48 y los menús en pantalla) para reproducir el videoclip y presentarlo en la pantalla 42, posiblemente superpuesto en el mapa 44. Las técnicas que se divulgan en la presente permiten la reproducción del videoclip fluoroscópico en sincronización con la frecuencia cardíaca durante el procedimiento de mapeo cardíaco sin distorsiones de tiempo.

Aunque la Fig. 1 muestra una configuración de sistema particular y un entorno de aplicación, los principios de la presente invención pueden aplicarse de manera similar a otras aplicaciones terapéuticas usando no solo catéteres, sino también sondas de otros tipos.

DEPENDENCIA DE LA DINÁMICA DEL VOLUMEN VENTRICULAR SOBRE LA TASA DE LATIDO

La Fig. 2 es un gráfico que muestra un comportamiento dinámico característico del volumen del ventrículo izquierdo (VI) del corazón, de acuerdo con una realización de la presente invención. El gráfico en la Fig. 2 se basa en el muestreo del comportamiento dinámico real del corazón a aproximadamente 60 BPM, usando ecocardiografía 3D. Un ciclo de latidos cardíacos comprende una fase de sístole en la cual los ventrículos del corazón se contraen, y una fase de diástole en la cual los ventrículos se relajan. Durante la fase de sístole, el volumen de los ventrículos disminuye rápidamente. La fase de diástole puede dividirse en tres subfases denominadas fases de llenado rápido, estasis y llenado tardío. En la descripción que sigue, la fase de llenado rápido también es referida como una fase de llenado inicial.

Durante la fase de llenado inicial, al comienzo de la fase de diástole, los ventrículos comienzan a relajarse y a llenarse de sangre y, por lo tanto, su volumen aumenta rápidamente. Durante la fase de estasis de diástole, el volumen de los ventrículos es típicamente constante o cambia a una velocidad baja, por ejemplo, mientras se llena pasivamente. Durante la fase de llenado tardío de la diástole, las aurículas se contraen para llenar aún más los ventrículos y así aumentar el volumen ventricular relativamente rápido.

En el contexto de la presente invención, los inventores han encontrado conveniente dividir el ciclo cardíaco en otras dos fases, que son referidas en la presente como fases activa y pasiva. La fase activa comprende las fases de llenado tardío, de sístole y llenado inicial, y la fase pasiva comprende la fase de estasis. Como se explica a continuación con referencia a la Fig. 3, las duraciones respectivas de las fases activa y pasiva dependen de manera diferente de la frecuencia cardíaca.

En algunas realizaciones, los límites del ciclo cardíaco se determinan al comienzo de la fase de sístole cuando los ventrículos se llenan a su volumen máximo. Las marcas de los tiempos de inicio de la fase de sístole son referidos como anotaciones ventriculares 100. En otras realizaciones, los límites del ciclo se determinan al comienzo de la fase activa y están marcados por anotaciones auriculares 104.

La dinámica del volumen del ventrículo izquierdo durante el ciclo cardíaco como se representa en la Fig. 2 se elige únicamente en aras de la claridad conceptual, y las técnicas divulgadas también son aplicables a otras dinámicas de volumen cardíaco. Como ejemplo, la duración de cada una de las diferentes fases cardíacas puede depender de manera diferente de la frecuencia cardíaca subyacente. Además, la configuración en la que se divide el ciclo cardíaco en cuatro fases como se muestra en la Fig. 2 no es obligatorio y son posibles las divisiones en otras fases. Por ejemplo, en realizaciones alternativas, el ciclo cardíaco puede dividirse en varias fases distintas de cuatro y/o fases que se posicionan de manera diferente a lo largo del ciclo cardíaco.

Los estudios clínicos han demostrado que la dependencia de la duración de las fases activa y pasiva de la frecuencia cardíaca puede ser diferente. Además, la dependencia difiere entre las frecuencias cardíacas bajas y altas. Por ejemplo, Chung et al. analiza la dependencia de las subfases diastólicas de la frecuencia cardíaca, en "Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise," American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology, 1 de noviembre de 2004, volumen 287, número H2003-H2008. Como otro ejemplo, Bombardini et al. investigan los tiempos sistólicos y diastólicos durante el estrés, en "Diastolic time - frequency relation in the stress echo lab: filling timing and flow at different heart rates," Cardiovascular Ultrasound, 21 de abril de 2008.

En base a las referencias citadas anteriormente (y otras), los inventores han definido un umbral de frecuencia cardíaca, que equivale aproximadamente a 100 latidos por minuto (BPM). Por tanto, a frecuencias cardíacas por debajo del umbral, la duración de la fase activa es insensible a la frecuencia cardíaca subyacente, y a medida que aumenta la frecuencia cardíaca, el período del ciclo cardíaco disminuye principalmente debido a la disminución respectiva de la duración de la fase pasiva. Cuando la frecuencia cardíaca aumenta por encima de la frecuencia umbral, la fase de diástole de estasis desaparece y el período del ciclo cardíaco es esencialmente igual a la duración de la fase activa sola. La Fig. 7 a continuación representa un ejemplo de dinámica del volumen del ventrículo izquierdo a 60, 100 y 120 BPM.

La Fig. 3 es un gráfico que representa una función no lineal 108 que se relaciona entre la duración de la fase activa dentro del ciclo cardíaco y la frecuencia cardíaca. En la figura, el eje horizontal indica la frecuencia cardíaca en el intervalo de 40-180 BPM. El eje vertical indica valores recíprocos de la duración de la fase activa (denotada T_ACTIVE) y, por lo tanto, los valores se dan en unidades de BPM. La función de ejemplo en la Fig. 3 es lineal por partes y comprende dos segmentos lineales que corresponden a las frecuencias cardíacas por debajo y por encima de una frecuencia umbral 112 (denotada THR_HR). El segmento de la función 108 correspondiente a las frecuencias cardíacas por debajo de THR_HR tiene una pendiente cercana a la plana, lo que indica una dependencia débil de la duración de la fase activa de la frecuencia cardíaca en esta zona. Por otro lado, la pendiente del segmento que corresponde a la frecuencia cardíaca por encima de THR_HR es igual a 1, como se esperaba cuando la fase pasiva desaparece.

Como un ejemplo de cómo puede usarse la función de la Fig. 3, considerar una frecuencia cardíaca dada de 170 BPM. En este caso, la función mapea el latido dado a 170 BPM, y la duración correspondiente de la fase activa sería 1/170 minutos o, equivalentemente, 60/170 segundos.

La configuración de la función 108 en la Fig. 3 es una configuración ejemplar, y también pueden usarse otras funciones adecuadas. Por ejemplo, la frecuencia umbral puede corresponder a una frecuencia cardíaca distinta de 100 BPM, y los dos segmentos lineales pueden tener otras pendientes adecuadas. Además, la función puede comprender una función lineal por partes que tiene más de dos segmentos lineales. La función 108 también puede comprender una curva no lineal, o una combinación de múltiples curvas lineales y no lineales.

SISTEMA DE MAPEO CARDIACO CON SINCRONIZACIÓN POR VIDEOCLIP FLUOROSCÓPICO

Como se ha descrito anteriormente, cuando se realiza un procedimiento médico que implica mapeo cardíaco, puede ser ventajoso mostrar, además del mapa cardíaco, un videoclip fluoroscópico previamente grabado del mismo paciente. Para ser valioso para el médico, la reproducción del videoclip fluoroscópico debe sincronizarse con la frecuencia cardíaca actual sin distorsiones de tiempo dentro del ciclo.

La Fig. 4 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema de mapeo cardíaco 40, que incluye la sincronización de un videoclip fluoroscópico 200 a la frecuencia cardíaca actual. El sistema de la Fig. 4 se implementa típicamente por el procesador 40 de la consola 34.

El procesador 40 recibe un videoclip fluoroscópico 200 que muestra la actividad dinámica del corazón a través de una interfaz adecuada (no mostrada). En algunas realizaciones, el videoclip fluoroscópico 200 se graba para el mismo paciente 30 antes de llevar a cabo el presente mapeo cardíaco. El videoclip 200 comprende una secuencia de fotogramas de imágenes cada uno asociado con una marca temporal del fotograma respectivo. El videoclip 200 fluoroscópico típicamente comprende unas pocas decenas de fotogramas (por ejemplo, 50-200 cuadros) que tienen una velocidad de fotograma de 25 fotogramas por segundo (es decir, cada fotograma se presenta durante aproximadamente 40 milisegundos). Otras velocidades de fotograma típicas para el videoclip fluoroscópico incluyen 30, 15, 7,5 y 3,75 fotogramas por segundo. La velocidad de fotogramas usada en el mapeo EP es típicamente inferior a 15 fotogramas por segundo. Generalmente, sin embargo, puede usarse cualquier velocidad de fotogramas adecuada. En el ejemplo de realización del sistema 40, el procesador sincroniza la presentación de los fotogramas del videoclip con la frecuencia cardíaca actual en dos etapas principales como se describe a continuación.

En la descripción que sigue, los términos "ciclos de videoclip" y "anotaciones de videoclip" se refieren a los ciclos de latidos y las anotaciones respectivas que marcan los tiempos de inicio y finalización del ciclo en el videoclip fluoroscópico. De manera similar, los términos "ciclos cardíacos" y "anotaciones cardíacas" se refieren a los ciclos de latidos cardíacos y a las marcas de inicio/finalización durante la presente operación de mapeo cardíaco.

En la primera etapa de sincronización, el procesador 40 se sincroniza entre los ciclos cardíaco y de videoclip haciendo coincidir el ciclo cardíaco actual con uno de los ciclos del videoclip. En la segunda etapa de sincronización, el procesador 40 realiza una distorsión del tiempo de los fotogramas de videoclip que se producen durante el ciclo de videoclip adaptado para alinearse con el ciclo cardíaco actual.

El procesador 40 puede usar cualquier método adecuado para sincronizar entre los ciclos cardíaco y de videoclip. En la presente realización, el procesador 40 realiza la sincronización del ciclo en base a la señal de electrocardiografía (denotada ECG_SIGNAL) 204 que se mide usando un equipo adecuado (no mostrado) durante y además del procedimiento de mapeo cardíaco. Una unidad generadora de anotaciones 208 analiza la ECG_SIGNAL 204 para determinar las anotaciones ventriculares cardíacas 100, las anotaciones auriculares cardíacas 104 o ambas. Como se ha explicado anteriormente, las anotaciones ventriculares y auriculares comprenden las instancias temporales en que comienzan las fases de sístole y activa, respectivamente.

El procesador 40 puede usar cualquier método adecuado para localizar las anotaciones ventriculares/auriculares. En una realización de ejemplo, el procesador 40 estima las instancias de tiempo de las

anotaciones ventriculares y/o auriculares mediante la localización de picos locales en la ECG_SIGNAL 204. En realizaciones alternativas, el procesador 40 puede usar cualquier otro medio adecuado, posiblemente basado en mediciones distintas de ECG, para generar las anotaciones.

El procesador 40 almacena las anotaciones cardíacas generadas por la unidad generadora de anotaciones 208 como anotaciones DB en una base de datos de historial de anotaciones (DB) 212. El procesador 40 puede asociar anotaciones de DB con el videoclip fluoroscópico 200, por ejemplo, en base al momento en que se grabó el videoclip. En algunas realizaciones, el procesador 40 o algún otro procesador o subsistema del sistema 20 realiza la grabación del videoclip fluoroscópico 200 y determina las anotaciones ventriculares y/o auriculares correspondientes al videoclip. En tales realizaciones, el procesador 40 almacena las anotaciones del videoclip en DB 212 en asociación con el videoclip fluoroscópico respectivo.

Un recortador de videoclip 216 acepta anotaciones de DB almacenadas en DB 212 y marcas temporales de fotogramas del videoclip fluoroscópico 200. El recortador de videoclip 216 selecciona un subconjunto de los fotogramas del videoclip y asocia las instancias de las anotaciones de DB con las marcas temporales de los fotogramas respectivos seleccionados. Además, el recortador de videoclip 216 recorta el videoclip descartando los fotogramas del videoclip cuyas marcas temporales preceden a la anotación más temprana dentro del videoclip o se producen después de la última anotación dentro del videoclip. La salida del recortador de videoclip 216 comprende, por lo tanto, una secuencia de instancias de tiempo de anotación que corresponden a múltiples ciclos de videoclip no fraccionales del videoclip fluoroscópico.

En realizaciones alternativas, en lugar de descartar fotogramas, el recortador 216 adjunta fotogramas negros o transparentes al principio y/o al final del videoclip para completar las partes faltantes del primer y último ciclo respectivamente. Los fotogramas adjuntados se muestran cuando el videoclip se reproduce cíclicamente.

En otras realizaciones alternativas más, se recortan los fotogramas seleccionados en las partes inicial y final del videoclip (no necesariamente con alineación a ninguna anotación), de tal manera que los fotogramas del primer y último ciclo fraccionario aparecen como un ciclo completo cuando el videoclip se reproduce cíclicamente.

Una unidad de ajuste de anotaciones 224, recibe anotaciones ventriculares, auriculares o ambas desde la unidad generadora de anotaciones 208 (o del DB 212), y produce anotaciones cardíacas ajustadas, es decir, anotaciones ajustadas cardíacas o auriculares o ventriculares 228. En algunas realizaciones, el procesador 40 se traduce ventriculares en anotaciones auriculares (por ejemplo, cuando las anotaciones auriculares no están disponibles) restando duraciones de tiempo adecuadas de las instancias de tiempo de las anotaciones ventriculares. De manera similar, el procesador 40 traduce las anotaciones auriculares en anotaciones ventriculares añadiendo duraciones de tiempo adecuadas. Las duraciones de tiempo restadas o añadidas pueden corresponder, por ejemplo, al intervalo PR instantáneo o medio de ECG_SIGNAL 204, o calcularse como una fracción fija de la duración de la fase activa.

Una unidad de coincidencia de ciclo 220 recibe anotaciones de videoclip del videoclip recortado del recortador 216, y anotaciones ajustadas auriculares o ventriculares 228 de la unidad 224. Cada videoclip o ciclo cardíaco está marcado por dos videoclips consecutivos o anotaciones cardíacas respectivos. La unidad de coincidencia de ciclos 220 recibe además marcas temporales de renderización 232 de la unidad de presentación de mapas 3D 42. Las marcas temporales de representación 232 son las instancias de tiempo en las que el procesador 40 renderiza una versión actualizada del mapa en 3D 44 del corazón 26.

La unidad de coincidencia de ciclos 220 hace coincidir los ciclos cardíacos que están marcados por las anotaciones cardíacas 228, con los ciclos de videoclip respectivos marcados por las anotaciones de videoclip producidas por el recortador de videoclips 216. En una realización, tras recibir una marca temporal de evento de representación 232, la unidad de coincidencia de ciclos 220 cuenta el número de anotaciones 228 recibidas por la unidad 220 desde el evento de representación anterior. Típicamente, la unidad 220 cuenta un número de cero o una anotaciones, y avanza al siguiente ciclo de videoclip en el videoclip fluoroscópico 200 en consecuencia (es decir, solo cuando el número de anotaciones es positivo).

Alternativamente, la unidad de coincidencia de ciclos 220 cuenta múltiples anotaciones que se han producido desde el tiempo de renderización anterior, por ejemplo, cuando los recursos de cálculo del procesador eran temporalmente insuficientes, y la unidad 220 avanza múltiples ciclos de videoclip en el videoclip fluoroscópico en consecuencia.

El procesador 40 avanza cíclicamente sobre los ciclos de videoclip recortados. En otras palabras, cuando se hace la transición al siguiente procesador de ciclos de videoclip 40 pasa sobre el último ciclo de videoclips, el procesador se ajusta al primer ciclo de videoclips.

En realizaciones alternativas, el procesador 40 coincide entre los ciclos cardíaco y de videoclip calculando, por ejemplo, los valores de correlación entre las duraciones de los ciclos de videoclip recortado y cardíaco, o usando

cualquier otro método adecuado.

La unidad de coincidencia de ciclos 220 produce anotaciones cardíacas 236 que corresponden a los ciclos cardíacos actuales y anteriores, y anotaciones de videoclip 240 que corresponden a los ciclos de videoclips actuales y anteriores de coincidencia respectivos.

Un correlacionador cardíaco 244 recibe el videoclip fluoroscópico 200 (es decir, los fotogramas del videoclip y las marcas temporales respectivas) y genera fotogramas seleccionados 248 que tienen instancias de tiempo de presentación respectivas. El correlacionador cardíaco 244 opera a nivel de ciclo. Dado un ciclo cardíaco y un ciclo de videoclip coincidente, el correlacionador realiza una distorsión de tiempo no uniforme de los fotogramas del videoclip dentro del ciclo de videoclip actual para alinearse con el ciclo cardíaco actual sin introducir distorsiones de tiempo entre los fotogramas. El procesador 40 divide cada uno de los ciclos de videoclip y cardíaco en fases activas y pasivas y realiza ajustes de tiempo separados a los fotogramas de videoclip en cada una de las fases activa y pasiva.

El procesador 40 estima las frecuencias cardíacas respectivas del videoclip actual y los ciclos cardíacos, por ejemplo, calculando el recíproco de los periodos de ciclo anteriores respectivos. El procesador 40 usa las frecuencias cardíacas estimadas y la función 108 (de la Fig. 3) para derivar la duración de la fase activa para los ciclos cardíaco y de videoclip actuales. Luego, el procesador calcula la duración de la fase pasiva restando la duración estimada de la fase activa del período de ciclo estimado.

El procesador 40 determina luego el tiempo de presentación de los fotogramas de videoclip realizando un ajuste de tiempo separado sobre las fases activa y pasiva. Típicamente, el procesador 40 realiza un ajuste de tiempo lineal a cada una de las fases activa y pasiva. Alternativamente, sin embargo, el procesador puede realizar cualquier otra distorsión de tiempo adecuada como, por ejemplo, distorsión de tiempo no lineal. Por ejemplo, el procesador 40 puede realizar deformaciones de tiempo para que los tiempos de presentación de los fotogramas coincidan con las instancias de renderización esperadas 232. Tener en cuenta que cuando la frecuencia cardíaca estimada excede de THR_HR 112, la fase pasiva del ciclo desaparece. En las Figs. 5A-5D, describimos varios ejemplos de distorsión de tiempo que tienen en cuenta el valor de la frecuencia cardíaca con respecto a THR_HR 112.

En algunas realizaciones, el procesador 40 renderiza un mapa 3D 44 actualizado con un fotograma de videoclip superpuesto cuyo tiempo de presentación determinado es el más cercano al tiempo de renderización actual 232. En realizaciones alternativas, el procesador 40 presenta los fotogramas de videoclip en la pantalla 42 (o alguna otra visualización de sistema 20) por separado del mapa 3D 44.

DISTORSIÓN DE TIEMPO DE FOTOGRAFAS DE VIDEOCLIP FLOUROSCÓPICO

Como se ha descrito anteriormente, la segunda etapa de sincronización comprende la distorsión de tiempo de los fotogramas de videoclip que se producen dentro del ciclo de videoclip actualmente coincidente para alinearse con el ciclo cardíaco actual. A diferencia de los métodos convencionales de distorsión de tiempo que emplean un ajuste de tiempo lineal durante todo el ciclo cardíaco, las técnicas divulgadas emplean una distorsión de tiempo no lineal basada en la dependencia no lineal de la duración de la fase activa en la frecuencia cardíaca como se describe en la Fig. 3 anterior.

Las FIGS. 5A-5D son diagramas que muestran cuatro ejemplos de distorsión de tiempo de un fotograma de videoclip fluoroscópico dentro de un solo ciclo cardíaco. En las figuras, CLIP_HR denota la frecuencia cardíaca en el momento en que se grabó el videoclip fluoroscópico. MAP_HR1 y MAP_HR2 denotan dos valores de la frecuencia cardíaca actual (por ejemplo, durante un procedimiento de mapeo cardíaco). En el presente ejemplo, MAP_HR2 es más bajo que MAP_HR1.

En las figuras, CLIP_ACT y CLIP_PSV denotan las fases activa y pasiva respectivas de los ciclos del videoclip. De manera similar, MAP_ACT1, MAP_PSV1, MAP_ACT2 y MAP_PSV2, denotan las fases activa y pasiva durante el mapeo cardíaco actual (en referencia a MAP_HR1 y MAP_HR2 respectivamente).

Como se ve en las figuras, como de acuerdo con la función 108, por debajo de frecuencias cardíacas de 100 BPM, la duración de la fase activa no depende (o depende débilmente) de la frecuencia cardíaca, las fases activas CLIP_ACT, MAP_ACT1 y MAP_ACT2 en la Fig. 5A, así como MAP_ACT1 en la Fig. 5C, tienen todas una duración similar a la duración de la fase activa a 100 BPM. Adicionalmente, en las Figs. 5B y 5D, la frecuencia cardíaca supera los 100 BPM haciendo que la fase pasiva se desvanezca y la fase activa se acorte.

El procesador 40 determina el tiempo de presentación de las tramas de videoclip que se producen durante la fase CLIP_ACT para que coincida con la duración de la fase MAP_ACT1 o MAP_ACT2. De manera similar, el procesador 40 determina por separado el tiempo de presentación de los fotogramas de videoclip que se producen durante la fase de CLIP_PSV para cubrir la duración de la fase MAP_PSV1 o MAP_PSV2.

Tener en cuenta que en la Fig. 5C $CLIP_HR < 100\text{ BPM} < MAP_HR1$, y falta la fase MAP_PSV1 . De manera similar en la Fig. 5D, $MAP_HR1 < 100\text{ BPM} < CLIP_HR$ y falta la fase $VIDEOCLIP_PSV$. En estos dos casos, el procesador 40 distorsiona solo el tiempo de los fotogramas del videoclip de las fases activas respectivas.

La Fig. 6 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un método para sincronizar un videoclip fluoroscópico con un mapa EP, de acuerdo con una realización de la presente invención. El método comienza con el procesador 40 recibiendo las anotaciones cardíacas y de videoclip (por ejemplo, las anotaciones 236 y 240 producidas por la unidad de coincidencia de ciclos 220), en un paso de recepción de anotaciones 300. Las anotaciones recibidas definen los límites de los ciclos cardíacos y de videoclip sincronizados actuales y anteriores. En un paso de estimación 304, el procesador 40 estima las frecuencias cardíacas cardíaca y de videoclip calculando el recíproco de la duración de los ciclos cardíaco y de videoclip anteriores. Esta estimación es necesaria ya que la duración del ciclo actual generalmente no está disponible en tiempo real.

En realizaciones alternativas en las que, por ejemplo, la sincronización se lleva a cabo fuera de línea, el procesador 40 puede omitir el paso 304 y usar la duración del ciclo actual.

En un paso de estimación de duración de fase 308, el procesador 40 calcula la duración de fase activa de los ciclos cardíaco y de videoclip actuales. El procesador 40 calcula la duración de la fase activa, por ejemplo, introduciendo las frecuencias cardíacas estimadas del paso 304 en la función no lineal 108. Además, en el paso 308, el procesador 40 calcula la duración de cada una de las fases cardíacas y de videoclip pasivas restando la duración de la fase activa estimada del período de ciclo respectivo. Tener en cuenta que la duración de la fase activa, que se estima usando la duración del ciclo anterior en el paso 304, debería limitarse por debajo de la duración real del ciclo actual (marcado por la siguiente anotación).

En un paso de distorsión de tiempo 312, el procesador 40 ajusta los tiempos de presentación de los fotogramas de videoclip durante el ciclo de videoclip actual a lo largo de la duración del ciclo cardíaco actual. El procesador realiza una distorsión de tiempo no lineal usando, por ejemplo, los métodos descritos en las Figs. 5A-5D anteriores.

En un paso de espera 316, el procesador 40 espera la aparición de un evento de renderización sobre el cual el procesador actualiza el mapa 3D 44. En un paso de visualización 320, el procesador 40 muestra el mapa 3D 44 actualizado y un fotograma de videoclip cuyo tiempo de presentación es el más cercano al tiempo de renderizado actual. En algunas realizaciones, el procesador 40 muestra el fotograma del videoclip superpuesto en el mapa 3D.

En un paso de terminación de ciclo 324, el procesador 40 verifica si el ciclo cardíaco ha finalizado. El procesador 40 puede detectar que el ciclo cardíaco ha finalizado, por ejemplo, detectando una anotación cardíaca cuyo tiempo es posterior al momento del último evento de renderización. Si en el paso 324 el ciclo cardíaco aún no ha finalizado, el procesador vuelve al paso 316 para esperar los eventos de renderización posteriores. De lo contrario, el procesador 40 realiza la transición al siguiente videoclip y los ciclos cardíacos, en un paso de transición de ciclo 328. Luego, el procesador 40 vuelve al paso 300 para recibir anotaciones cardíacas y de videoclip posteriores. En algunas realizaciones, los eventos de renderización desencadenan el inicio de las operaciones de procesamiento descritas en la Fig. 3.

La Fig. 7 es un gráfico que representa un comportamiento dinámico característico del volumen del ventrículo izquierdo del corazón a tres frecuencias cardíacas diferentes, de acuerdo con una realización de la presente invención. La parte superior de la figura representa la dinámica del volumen ventricular a 60 BPM de manera similar a la Fig. 2 anterior. En la parte superior, el ciclo cardíaco comprende tanto una fase activa como una fase pasiva.

Como se describe en la Fig. 2 anterior, a medida que la frecuencia cardíaca aumenta hacia una frecuencia umbral de aproximadamente 100 BPM, la duración de la fase pasiva se acorta gradualmente. La parte media de la Fig. 7 representa el volumen ventricular a aproximadamente 100 BPM. Como se ve en la figura, a 100 BPM la fase pasiva se desvanece, y el ciclo cardíaco comprende solo la fase activa.

En la parte inferior de la Fig. 7, la frecuencia cardíaca aumenta aún más a 120 BPM. En este caso, el ciclo cardíaco todavía comprende solo la fase activa cuya duración es más corta en comparación con las frecuencias cardíacas de hasta 100 BPM.

La dinámica del volumen ventricular que se muestra en la Fig. 7 es ejemplar, y otras dinámicas también son posibles. Por ejemplo, en un corazón de otro sujeto, la frecuencia cardíaca umbral en la que desaparece la fase pasiva puede tener lugar a una frecuencia cardíaca distinta de 100 BPM.

Las técnicas divulgadas descritas anteriormente son ejemplares, y también pueden usarse otras técnicas adecuadas. Por ejemplo, en el método de la Fig. 6 anterior, en lugar de estimar la frecuencia cardíaca en base a la duración del ciclo cardíaco anterior, la estimación puede basarse en una duración media durante múltiples ciclos anteriores.

En las técnicas divulgadas, una secuencia de imágenes de un videoclip grabado previamente se reproduce en sincronización con la frecuencia cardíaca durante el procedimiento de imagenología del corazón en tiempo real que genera otra secuencia de imágenes. En realizaciones alternativas, cada una de estas dos secuencias de imágenes puede grabarse previamente. En algunas realizaciones, en lugar de reproducir una secuencia de imágenes en sincronización con la frecuencia cardíaca correspondiente a otra secuencia de imágenes, ambas secuencias de imágenes se reproducen en sincronización con una tercera frecuencia cardíaca dada, que sirve como una frecuencia de referencia común.

Además adicional o alternativamente, las técnicas divulgadas pueden extenderse para sincronizar simultáneamente la reproducción de múltiples videoclips grabados previamente a la frecuencia cardíaca actual, o a una frecuencia cardíaca común dada.

En las realizaciones divulgadas, dividir el ciclo cardíaco en dos o más fases (por ejemplo, fases activa y pasiva) corresponde al comportamiento dinámico del volumen ventricular durante el ciclo. Alternativa o adicionalmente, el ciclo cardíaco puede dividirse en dos o más fases en base al comportamiento dinámico del volumen auricular. En otras palabras, las técnicas divulgadas pueden usarse para sincronizarse con el volumen dinámico de cualquier cámara cardíaca.

Aunque en las técnicas divulgadas el videoclip fluoroscópico sincronizado se presenta en un dispositivo de visualización, en realizaciones alternativas el videoclip sincronizado, y posiblemente también el mapa 3D, se envían a un dispositivo de salida, como por ejemplo, un dispositivo de memoria o una base de datos.

Aunque las realizaciones descritas en la presente abordan principalmente la aplicación de fluoroscopia en los procedimientos de EP, los métodos y sistemas descritos en la presente también pueden usarse en otras aplicaciones, como en otros procedimientos de diagnóstico o intervención cardíacos, o en otros entornos clínicos de diferentes modalidades de imagenología, como varias ecocardiografías 2D o 3D, resonancia magnética (MR) o ecocardiografía de estrés (por ejemplo, basada en ultrasonido).

Se apreciará que las realizaciones descritas anteriormente se citan a modo de ejemplo, y que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y descrito particularmente en la presente con anterioridad. Por el contrario, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las varias características descritas anteriormente, así como variaciones y modificaciones de las mismas que les ocurrirán a los expertos en la técnica tras leer la descripción anterior.

REIVINDICACIONES

1. Un método implementado en ordenador, que comprende:

- 5 mantener por un procesador una dependencia no lineal entre una duración de una fase dada dentro de un ciclo cardíaco y una frecuencia cardíaca respectiva, en donde un ciclo cardíaco comprende una fase activa, en la que un volumen de una cámara del corazón cambia rápidamente, y una fase pasiva, en la que el volumen de la cámara del corazón cambia lentamente;
- 10 recibir la primera y la segunda secuencias de imágenes de una actividad dinámica de un corazón de un paciente, adquiridas a la primera y la segunda frecuencias cardíacas diferentes respectivas del corazón; sincronizar entre la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a la dependencia no lineal, la primera y la segunda frecuencia cardíacas, y una frecuencia cardíaca común dada,
- 15 recibiendo anotaciones que definen límites de ciclos cardíacos para la primera y la segunda secuencias de imágenes;
- haciendo coincidir un ciclo cardíaco de la primera secuencia de imágenes con un ciclo cardíaco de la segunda secuencia de imágenes;
- 20 estimando las duraciones respectivas de un ciclo cardíaco a la primera y la segunda frecuencias cardíacas a partir de las duraciones de los ciclos cardíacos a los que se ha hecho coincidir respectivos o las duraciones de los ciclos cardíacos anteriores respectivos;
- estimando la primera y la segunda frecuencias cardíacas calculando el recíproco de la duración estimada respectiva del ciclo cardíaco;
- estimando la duración de la fase activa a la primera y la segunda frecuencias cardíacas usando la dependencia no lineal;
- 25 calculando la duración de la fase pasiva a la primera y la segunda frecuencias cardíacas restando la duración de la fase activa respectiva de la duración respectiva del ciclo cardíaco;
- determinando los tiempos de presentación de las imágenes en los ciclos cardíacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes que se producen durante la fase activa de tal manera que las duraciones de las fases activas de la primera y la segunda secuencias de imágenes coincidan con una duración de la fase activa a la frecuencia cardíaca común;
- 30 determinando los tiempos de presentación de imágenes en los ciclos cardíacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes que se producen durante la fase pasiva de tal manera que las duraciones de las fases pasivas de la primera y la segunda secuencias de imágenes coincidan con una duración de la fase pasiva a la frecuencia cardíaca común; y
- 35 reproduciendo los ciclos cardíacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes en sincronización con la frecuencia cardíaca común usando los tiempos de presentación determinados de las imágenes en los ciclos cardíacos que se han hecho coincidir.
- 40 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la frecuencia cardíaca común es igual a la primera frecuencia cardíaca, en donde la sincronización entre la primera y la segunda secuencias de imágenes comprende sincronizar la segunda secuencia de imágenes con la primera secuencia de imágenes, y en donde la reproducción de la primera y la segunda secuencias de imágenes comprende reproducir la segunda secuencia de imágenes en sincronización con la primera frecuencia cardíaca.
- 45 3. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que mantener la función no lineal comprende mantener una función lineal por partes que comprende dos o más segmentos lineales.
- 50 4. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que reproducir la segunda secuencia de imágenes comprende seleccionar una imagen de la segunda secuencia de imágenes cuyo tiempo de presentación determinado coincide con un tiempo de renderización de una imagen renderizada entre las imágenes de la primera secuencia.
- 55 5. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en el que reproducir la segunda secuencia de imágenes comprende mostrar la imagen seleccionada de la segunda secuencia de imágenes superpuesta sobre la imagen renderizada de la primera secuencia de imágenes.
6. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que recibir la primera secuencia de imágenes comprende recibir una imagen dinámica en tiempo real del corazón.
- 60 7. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que recibir la segunda secuencia de imágenes comprende recibir un videoclip fluoroscópico grabado previamente.
8. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el ciclo cardíaco comprende múltiples subfases, las subfases corresponden a múltiples dependencias no lineales respectivas que se relacionan cada una entre una duración de la subfase respectiva y la frecuencia cardíaca respectiva, y en donde la sincronización entre la primera y
- 65

la segunda secuencias de imágenes comprende determinar los tiempos de presentación de las imágenes de la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a las múltiples dependencias no lineales, en la primera y segunda frecuencias cardíacas, y en la frecuencia cardíaca común.

5 **9.** Un aparato para realizar un procedimiento médico, que comprende:

un dispositivo de salida; y
un procesador, que está configurado para

10 mantener una dependencia no lineal entre una duración de una fase activa dentro de un ciclo cardíaco y una frecuencia cardíaca respectiva, en donde el ciclo cardíaco comprende una fase activa, en la que un volumen de una cámara del corazón cambia rápidamente, y una fase pasiva, en la que el volumen de la cámara del corazón cambia lentamente;

15 recibir la primera y la segunda secuencias de imágenes de una actividad dinámica de un corazón de un paciente, adquiridas a la primera y la segunda frecuencias cardíacas diferentes respectivas del corazón; sincronizar entre la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a la dependencia no lineal, la primera y la segunda frecuencia cardíacas, y una frecuencia cardíaca común dada;

20 recibiendo anotaciones que definen límites de ciclos cardiacos para la primera y la segunda secuencias de imágenes;

25 haciendo coincidir un ciclo cardíaco de la primera secuencia de imágenes con un ciclo cardíaco de la segunda secuencia de imágenes;

estimando las duraciones respectivas de un ciclo cardíaco a la primera y la segunda frecuencias cardíacas a partir de las duraciones de los ciclos cardiacos a los que se ha hecho coincidir respectivos o las duraciones de los ciclos cardiacos anteriores respectivos;

30 estimando la primera y la segunda frecuencias cardíacas calculando el recíproco de la duración estimada respectiva del ciclo cardíaco;

estimando la duración de la fase activa a la primera y la segunda frecuencias cardíacas usando la dependencia no lineal;

35 calculando la duración de la fase pasiva a la primera y la segunda frecuencias cardíacas restando la duración de la fase activa respectiva de la duración respectiva del ciclo cardíaco;

determinando los tiempos de presentación de las imágenes en los ciclos cardiacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes que se producen durante la fase activa de tal manera que las duraciones de las fases activas de la primera y la segunda secuencias de imágenes coincidan con una duración de la fase activa a la frecuencia cardíaca común;

40 determinando los tiempos de presentación de imágenes en los ciclos cardiacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes que se producen durante la fase pasiva de tal manera que las duraciones de las fases pasivas de la primera y la segunda secuencias de imágenes coincidan con una duración de la fase pasiva a la frecuencia cardíaca común; y

reproduciendo los ciclos cardiacos que se han hecho coincidir de la primera y la segunda secuencias de imágenes sincronizados con la frecuencia cardíaca común usando los tiempos de presentación determinados de las imágenes en los ciclos cardiacos que se han hecho coincidir.

45 **10.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que la frecuencia cardíaca común es igual a la primera frecuencia cardíaca, y en el que el procesador está configurado para sincronizarse entre la primera y la segunda secuencias de imágenes sincronizando la segunda secuencia de imágenes con la primera secuencia de imágenes, y reproducir la segunda secuencia de imágenes en sincronización con la primera frecuencia cardíaca.

50 **11.** El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el procesador está configurado para mantener una función lineal por partes que comprende dos o más segmentos lineales.

12. El método de acuerdo con la reivindicación 3 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 11, en el que la función lineal por partes comprende un primer y un segundo segmentos lineales correspondientes a las frecuencias cardíacas respectivas por debajo y por encima de una frecuencia cardíaca umbral.

13. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el procesador está configurado para reproducir la segunda secuencia de imágenes seleccionando una imagen de la segunda secuencia de imágenes cuyo tiempo de presentación determinado coincide con un tiempo de renderización de una imagen renderizada entre las imágenes de la primera secuencia de imágenes.

14. El aparato de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el procesador está configurado para reproducir la segunda secuencia de imágenes mostrando la imagen seleccionada de la segunda secuencia de imágenes superpuesta sobre la imagen renderizada de la primera secuencia de imágenes.

15. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el procesador está configurado para recibir la primera secuencia de imágenes recibiendo una imagen en tiempo real dinámica del corazón.

5 16. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el procesador está configurado para recibir la segunda secuencia de imágenes recibiendo un videoclip fluoroscópico previamente grabado.

10 17. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el ciclo cardíaco comprende múltiples subfases, las subfases corresponden a múltiples dependencias no lineales respectivas que se relacionan cada una entre una duración de la subfase respectiva y la frecuencia cardíaca respectiva, y en donde el procesador está configurado para sincronizarse entre la primera y la segunda secuencias de imágenes determinando los tiempos de presentación de las imágenes de la primera y la segunda secuencias de imágenes en base a las múltiples dependencias no lineales, la primera y la segunda frecuencias cardíaca, y la frecuencia cardíaca común.

15

20

25

30

35

40

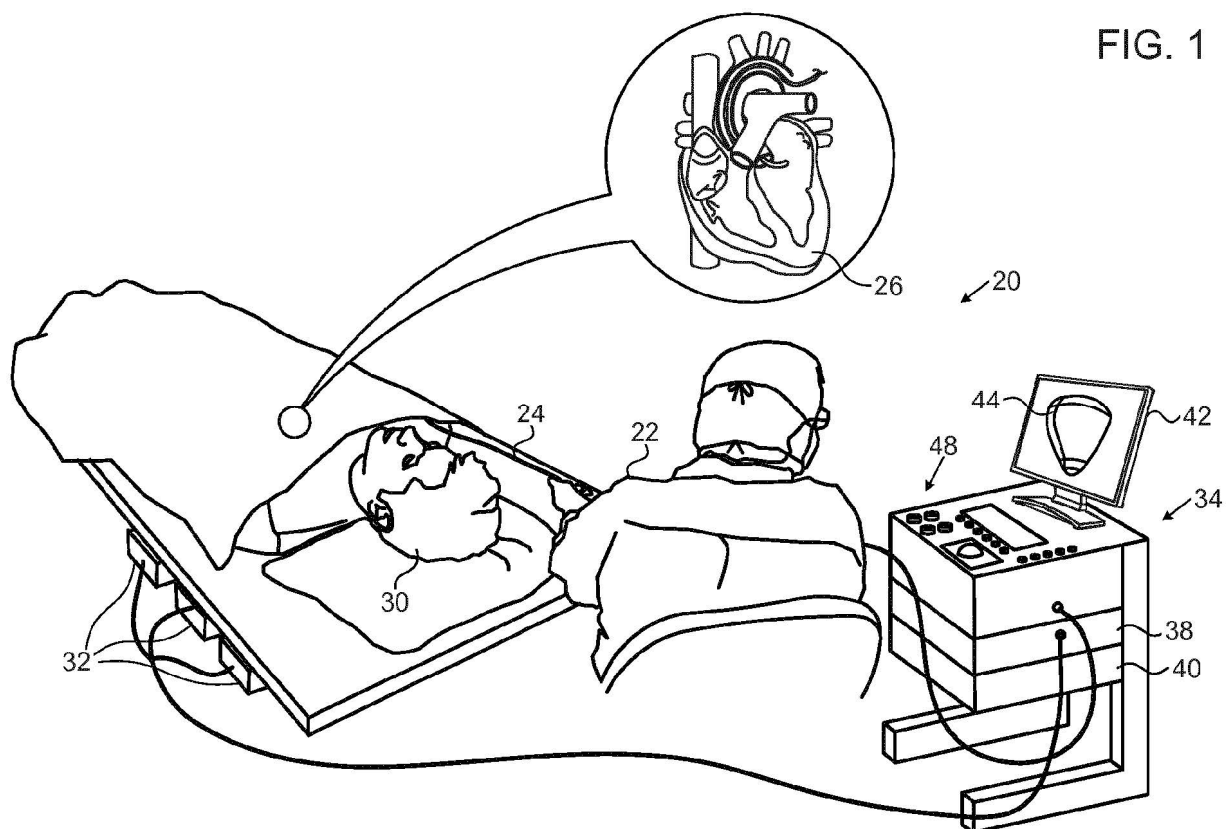
45

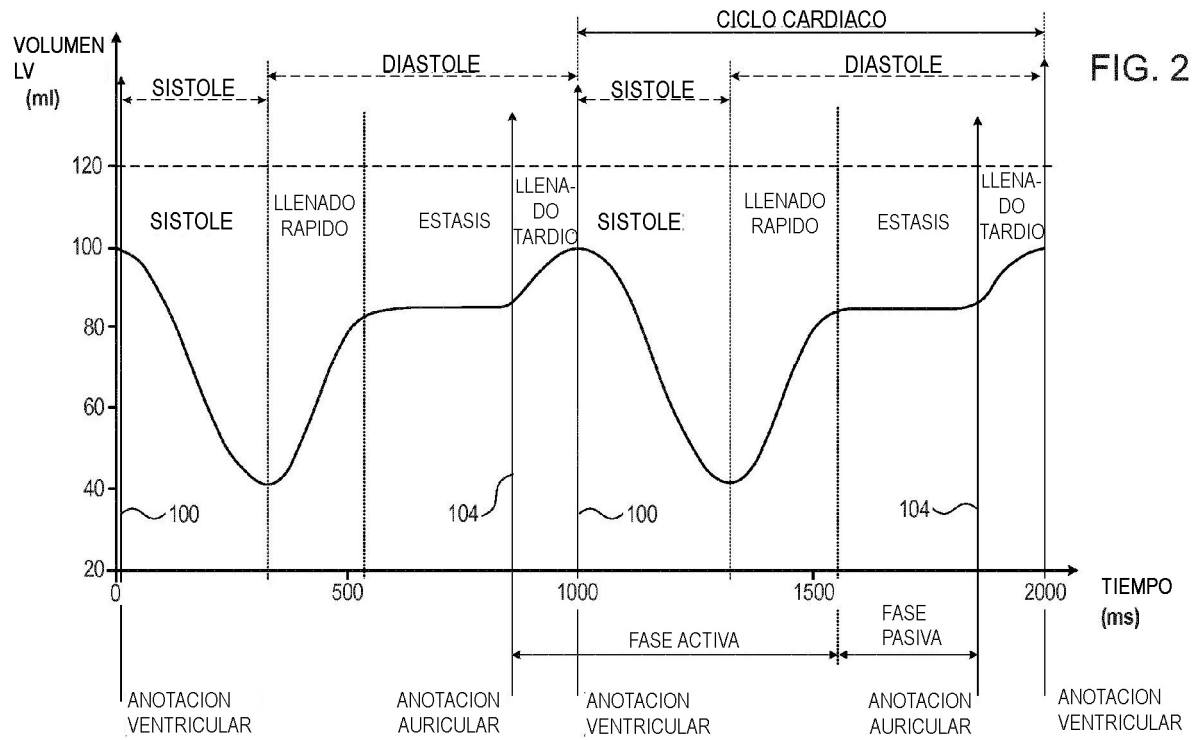
50

55

60

65





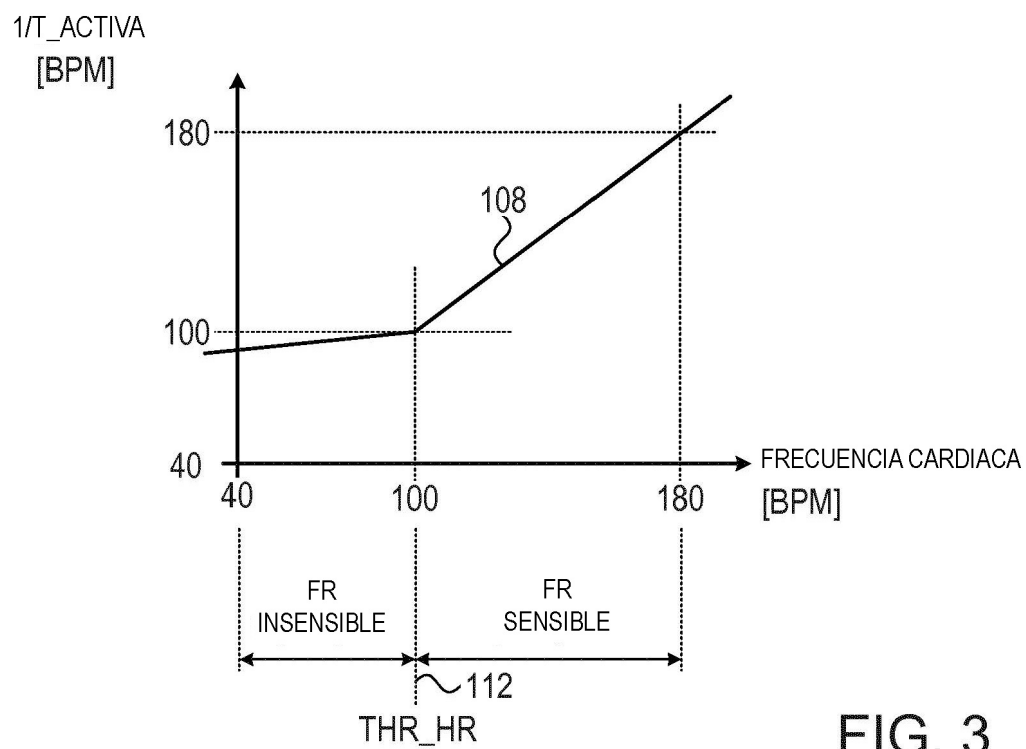


FIG. 3

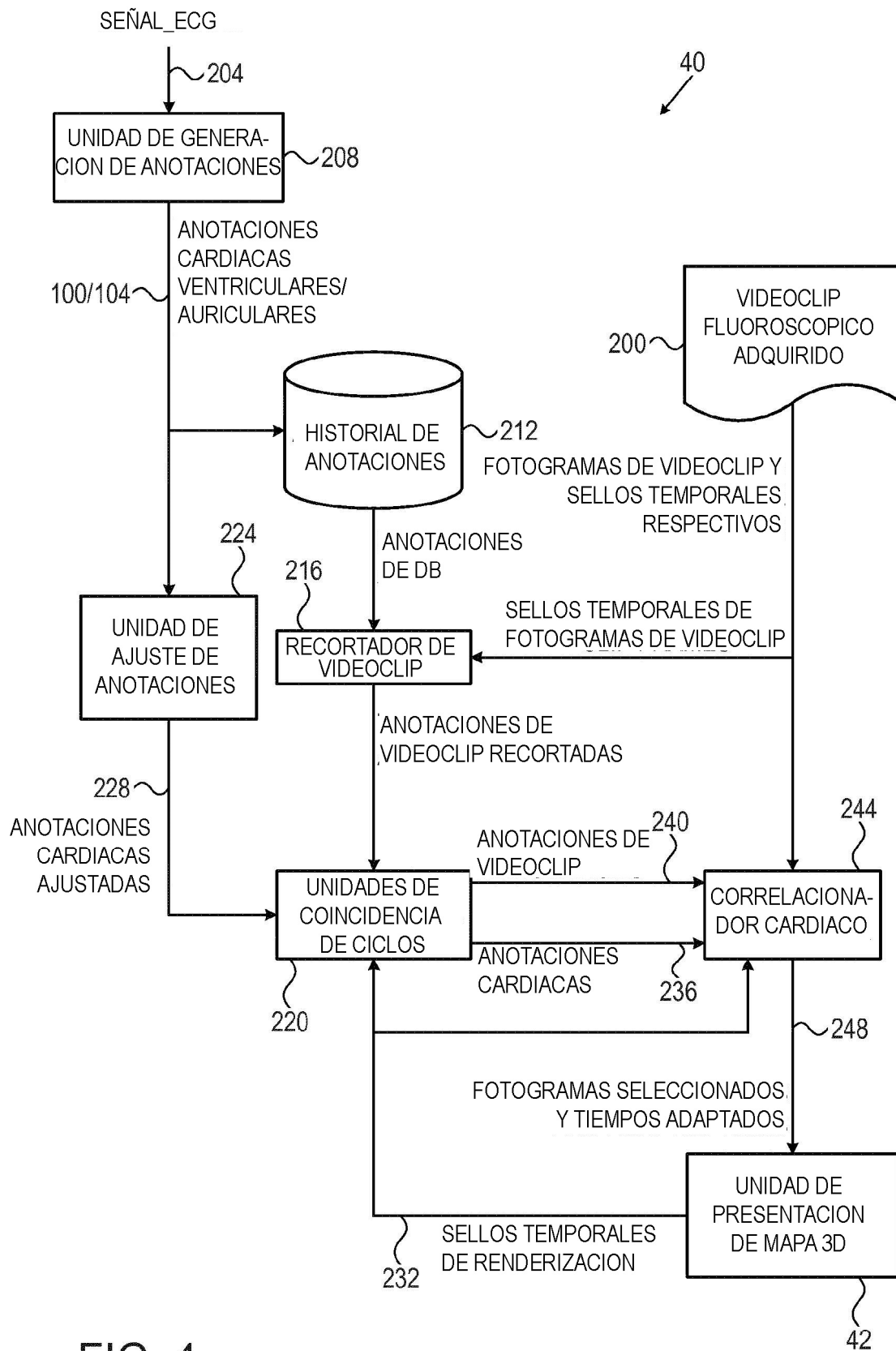


FIG. 4

CLIP_HR < 100 BPM
MAP_HR2 < MAP_HR1 < 100 BPM

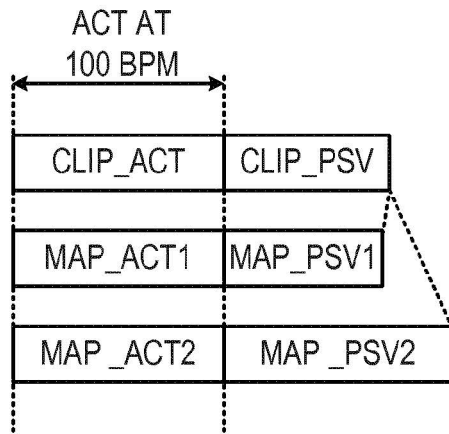


FIG. 5A

CLIP_HR > 100 BPM
MAP_HR1 > MAP_HR2 > 100 BPM

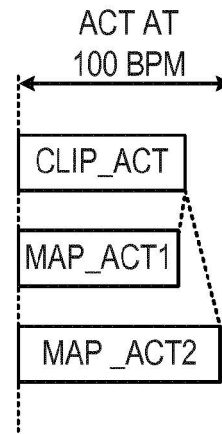


FIG. 5B

CLIP_HR < 100 BPM < MAP_HR1

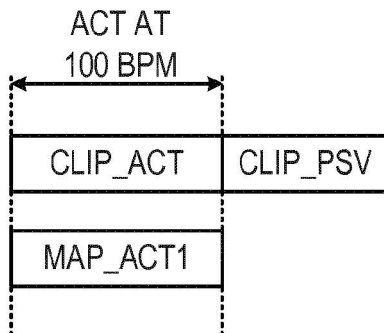


FIG. 5C

MAP_HR1 < 100 BPM < CLIP_HR

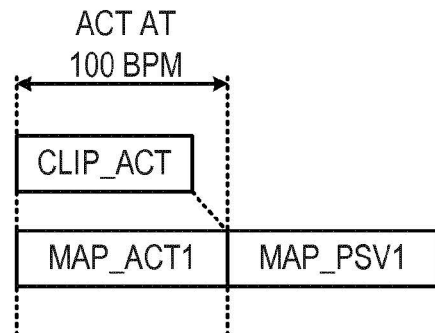


FIG. 5D

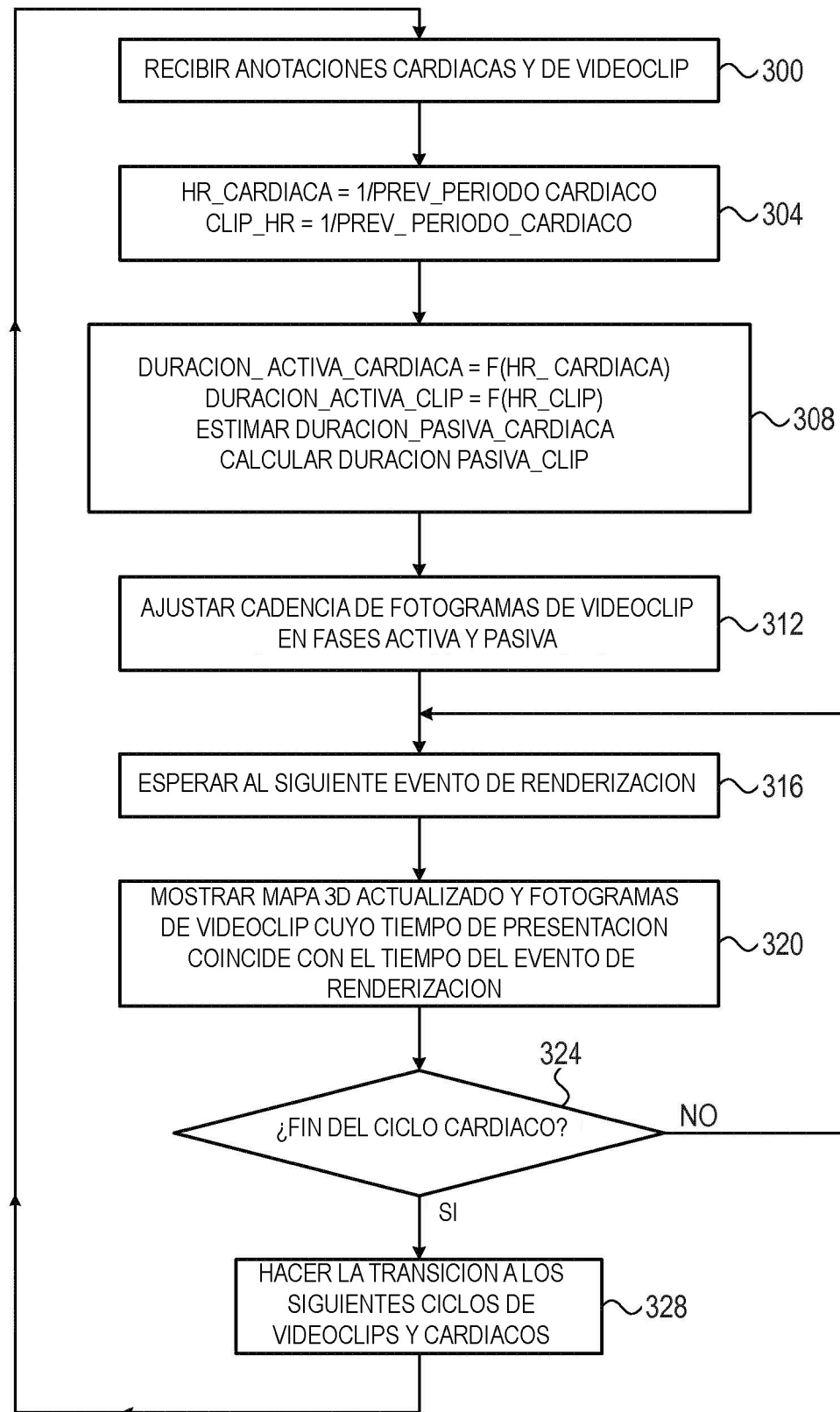


FIG. 6

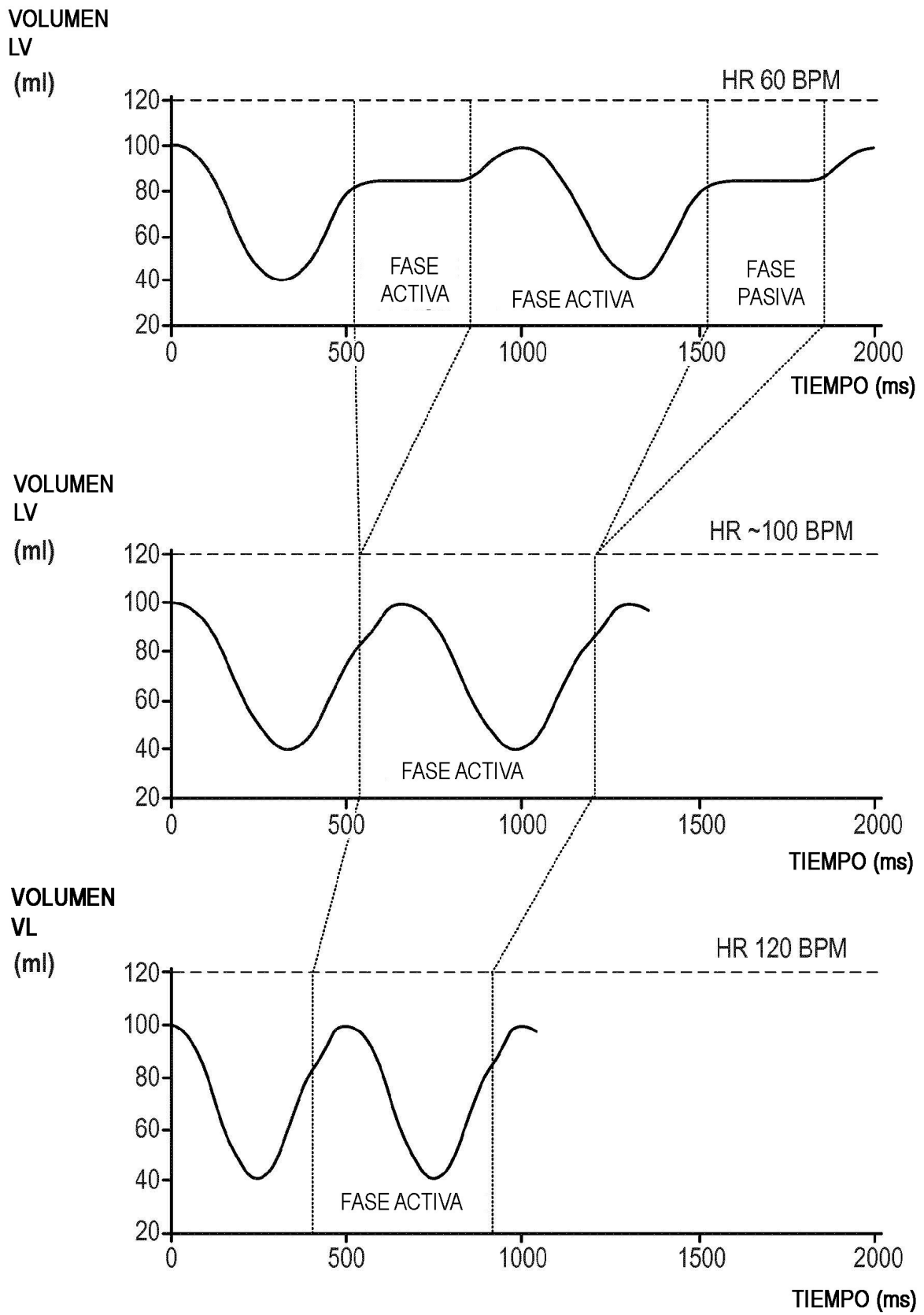


FIG. 7