

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 378 208**

51 Int. Cl.:  
**A61B 5/055** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **03771963 .0**  
96 Fecha de presentación: **28.07.2003**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1538981**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **15.06.2005**

54 Título: **DIAGNÓSTICOS CARDÍACOS MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE IMAGENOLOGÍA POR RESONANCIA MAGNÉTICA CARDÍACA DE MOVIMIENTO DE PARED Y PERFUSIÓN Y SISTEMAS DE DIAGNÓSTICO CARDÍACO.**

30 Prioridad:  
**29.07.2002 US 399275 P**  
**28.10.2002 US 421708 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**10.04.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**10.04.2012**

73 Titular/es:  
**WAKE FOREST UNIVERSITY  
MEDICAL CENTER BOULEVARD  
WINSTON-SALEM, NC 27157, US**

72 Inventor/es:  
**HAMILTON, Craig, A. y  
HUNDLEY, William, Gregory**

74 Agente/Representante:  
**Rizzo, Sergio**

**ES 2 378 208 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

**Campo de la invención**

[0001] La presente invención hace referencia a los diagnósticos cardíacos, más concretamente a los diagnósticos por pruebas de esfuerzo cardíaco mediante la utilización de métodos basados en la imagenología por resonancia magnética (IRM).

**Antecedentes de la invención**

[0002] El corazón es un músculo que bombea sangre de forma continua, transportando oxígeno y nutrientes vitales a los órganos principales y a los tejidos del cuerpo. Por esta razón, necesita de un gran suministro de oxígeno y nutrientes. Recibe la sangre a través de tres arterias coronarias principales; si alguna de estas arterias se estrecha o se obstruye, se ve disminuido el acceso del flujo sanguíneo y del oxígeno al músculo, lo cual deteriora el rendimiento del bombeo de sangre y puede provocar daños permanentes en el corazón. Un corazón deteriorado o dañado puede impactar de forma significativa la calidad de vida del individuo e incluso provocar su muerte.

[0003] La coronariopatía o enfermedad de las arterias coronarias supone la primera causa de estrechamiento y bloqueo de las arterias que salen o entran al corazón. Constituye la principal causa de muerte en los Estados Unidos. A pesar de que el índice de muertes por coronariopatía se ha visto reducido de forma constante durante las últimas décadas, se espera que la incidencia general de esta enfermedad y el impacto que tendrá en la población, así como en el coste de la asistencia sanitaria aumenten de forma drástica durante los próximos veinte a treinta años debido al envejecimiento de la población. La coronariopatía supone un gasto de cien mil millones de dólares anuales en tratamiento médico y pérdida de productividad en los Estados Unidos. Por ello, resultarían beneficiosas las pruebas de detección de coronariopatía que mejoraran la precisión de las evaluaciones cardíacas, especialmente en el caso de cardiopatías coronarias/coronariopatía en fase temprana. Particularmente beneficiosas serían aquellas pruebas que permitan a los médicos hacer diagnósticos explícitos y planes de tratamiento, que disminuyan el número de pruebas innecesarias, de cirugías y de estancias hospitalarias, que reduzcan la ansiedad, las molestias y el riesgo en el paciente, y/o que integren la valoración de la eficacia terapéutica.

[0004] La capacidad de mitigar y eludir los efectos de la coronariopatía ha mejorado a lo largo de los años como resultado de un desarrollo previo de pruebas cardíacas y procedimientos cada vez más sofisticados. Generalmente, el cateterismo cardíaco con angiografía se considera la "norma de oro" de los exámenes cardíacos. Esta prueba se utiliza con frecuencia para determinar la localización y la gravedad de los efectos de la coronariopatía. No obstante, un procedimiento de cateterización cardíaca se caracteriza por su alto coste y normalmente requiere de hospitalización, ya que es invasiva y presenta riesgo de complicaciones. En consecuencia, estos procedimientos de cateterización cardíaca se suelen utilizar de forma general únicamente cuando el paciente ya se ha sometido a otras pruebas no invasivas, como pruebas de esfuerzo cardíaco con resultados anómalos significativos. Al año se realizan más de un millón de estos procedimientos de cateterización con un coste estimado de entre tres mil y cinco mil millones de dólares.

[0005] Las pruebas de esfuerzo cardíaco pueden resultar de especial importancia a la hora de evaluar el corazón y las arterias coronarias, ya que a menudo no se detecta la presencia de coronariopatía o de alguno de sus efectos cuando se le realizan pruebas al paciente en reposo. Solo cuando el corazón está sometido a esfuerzo, ya sea mediante la realización de ejercicio en una cinta sin fin o en una bicicleta estática, o en la estimulación del nivel máximo de ejercicio a través de la introducción de sustancias químicas o fármacos especiales en el corazón de aquellos pacientes que por ciertas razones no puedan realizar ejercicio físico real (el denominado esfuerzo inducido por medicamentos), es cuando pueden detectarse con seguridad los síntomas de la coronariopatía en gran parte de la población. Actualmente, las pruebas de esfuerzo más utilizadas son la prueba de esfuerzo por ejercicio (sobre cinta sin fin), la ecocardiografía de esfuerzo (por ultrasonido) y la prueba de esfuerzo de perfusión nuclear.

[0006] Estas tres pruebas presentan diferentes niveles de complejidad, precisión, disponibilidad y coste. La ECG de ejercicio es la más extendida y utilizada, y la menos costosa de administrar. Se basa en la detección de cambios en los segmentos ST en un ecocardiograma de 12 derivaciones. Su precisión es variable ya que produce un número significativo de resultados positivos y negativos falsos. En consecuencia, los pacientes deben someterse a menudo a un examen imagenológico suplementario durante las pruebas de esfuerzo con ecocardiografía y gammagrafía con radionúclidos. Las pruebas de esfuerzo tanto con ecocardiografía como con gammagrafía con radionúclidos son tan complejas que requieren ser administradas y evaluadas por un especialista. Normalmente un ecocardiograma de esfuerzo lo administra un técnico formado en la obtención de imágenes por ultrasonido o un cardiólogo; una prueba de esfuerzo de perfusión nuclear la realiza un técnico certificado en el manejo de radioisótopos junto con un cardiólogo o un radiólogo. Los resultados que se obtienen por ambos protocolos de pruebas necesitan ser evaluados por un cardiólogo para hacer un diagnóstico preciso. La prueba seleccionada para ser administrada normalmente la determina el cardiólogo basándose en las conclusiones del historial físico y médico del paciente y en su propio juicio clínico. Cada prueba contiene un grado de imprecisión. La ecocardiografía presenta casi un 10-15% de tasa de fallos donde no se puede hacer un diagnóstico. Los obstáculos que impiden la captura de buenas imágenes para el diagnóstico pueden ser la causa de este porcentaje de fallo. El tejido cicatricial resultante de cirugías de tórax, un exceso de grasa corporal en el paciente y trastornos pulmonares que capturan oxígeno de forma excesiva en los pulmones constituyen ejemplos de algunos de estos obstáculos. Las ecocardiografías de esfuerzo producen también, por diversos motivos, un número

significativo de falsos resultados negativos. Las pruebas de esfuerzo de perfusión nuclear son de alta sensibilidad y proclives a dar también como resultado un número significativo de falsos resultados positivos.

5 [0007] Más de 1,3 millones de ecocardiografías de esfuerzo se realizan cada año con un 10-15% de tasa de fallos, lo cual demuestra que potencialmente se vienen gastando más 100 millones de dólares en ecocardiografías de esfuerzo innecesarias o clínicamente no fiables. Esta tasa de fallo en la ecocardiografía provoca un incremento en el número de pruebas de esfuerzo de perfusión nuclear, las cuales se sabe que presentan una gran incidencia de falsos resultados positivos. Una prueba de esfuerzo cardíaco que dé un falso positivo puede incrementar el número de caros e innecesarios procedimientos de cateterismo cardíaco, lo que resulta en hospitalización, ansiedad, molestia y riesgo médico añadido para el paciente. El número significativo de falsos negativos en las ecocardiografías de esfuerzo puede dar como resultado un incremento del riesgo de ataque al corazón y muerte súbita a causa de una coronariopatía en estado avanzado no detectada y/o una intervención anterior con éxito en etapas tempranas de coronariopatía.

10 [0008] El número de solicitud internacional de patente PCT/US00/00360 revela un formato de visualización multipanel para imágenes de resonancia magnética del ventrículo izquierdo de un paciente. Las imágenes de RM se adquieren a partir de secciones de este ventrículo. Se crea un par de imágenes para cada uno de estas secciones. Una de las imágenes del par es un bucle de imagen de cine-RM; la otra imagen es una imagen de RM con contraste tardía. Estos pares de imágenes se visualizan de forma que el bucle de la imagen de cine-RM de cada par quede asociado visualmente con la imagen con contraste tardía de ese par.

15 [0009] Por consiguiente, se necesitan pruebas de esfuerzo para diagnósticos cardíacos que presenten un coste reducido, una mayor precisión y/o una mayor disponibilidad.

20

### **Resumen de la invención**

[0010] Las realizaciones de la presente invención proporcionan los métodos, el sistema y/o los programas informáticos para la visualización de la información cardíaca de un paciente. Se obtiene una pluralidad de reproducciones en bucle (*cine loop*) de imágenes de RM del corazón del paciente a una pluralidad de frecuencias cardíacas y niveles de esfuerzo inducido por medicamentos y/o ejercicio. Dentro de esta pluralidad de reproducciones en bucle se incluyen reproducciones en bucle del movimiento de la pared a partir de cuadros de imágenes e imágenes de perfusión de una o más localizaciones del corazón. Tanto las reproducciones en bucle de movimiento de pared como la reproducción en bucle de perfusión se visionan de forma simultánea.

25 [0011] En ciertas realizaciones, la imagen de perfusión constituye al menos una reproducción en bucle de imágenes de perfusión de una o más localizaciones del corazón. En otras realizaciones, la imagen de perfusión es una imagen de perfusión miocárdica con contraste tardío de una zona del corazón.

30 [0012] En algunas realizaciones de la presente invención, se ajusta la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM para facilitar reproducciones compensadas que contengan un mismo número de cuadros en cada una de estas reproducciones en bucle de imágenes de RM. Asimismo, la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM puede adquirirse mientras se le administra la prueba de esfuerzo al paciente. Las reproducciones de imágenes de RM en visualización pueden ser también evaluadas para determinar la presencia o ausencia de isquemia miocárdica o la viabilidad con base a las reproducciones visionadas.

35 [0013] En otras realizaciones de la presente invención, se visualiza de forma simultánea una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de diversas localizaciones asociadas con el corazón del paciente para sólo una dosis del agente que induce a esfuerzo o un nivel de ejercicio. También se puede mostrar dicha multitud de forma simultánea para diferentes dosis de fármacos inductores de esfuerzo.

40 [0014] En incluso otras realizaciones de la presente invención, se ajusta la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM añadiendo y/o eliminando cuadros (*frames*) de, al menos, uno de los conjuntos de reproducciones de imágenes de RM. Los cuadros se pueden añadir y/o eliminar respectivamente de las reproducciones en bucle de imágenes de RM, de forma que todos los que se muestran contengan el mismo número. Además, se pueden proporcionar los cuadros adicionales mediante la repetición de los cuadros de una reproducción en bucle de imágenes de RM. Los cuadros que se añaden o se eliminan pueden distribuirse de forma equitativa a lo largo de una reproducción.

45 [0015] En realizaciones adicionales de la presente invención, las reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de la pared pueden compensarse de tal manera que los cuadros correspondientes a cada uno de los conjuntos de reproducciones de imágenes de RM de movimiento de la pared concuerden con una parte común dentro de un ciclo cardíaco del paciente. De esta forma, los cuadros que pertenecen a reproducciones diferentes pueden tener una duración distinta. No obstante, cada cuadro puede corresponder al mismo porcentaje de tiempo del ciclo cardíaco.

50 [0016] Asimismo, se puede ajustar también el número de reproducciones en bucle de imágenes de RM regulando la duración del visionado de cuadros de al menos una de las pluralidades de reproducciones en bucle de imágenes de RM, de forma que todas las reproducciones coincidan en su duración total.

55

[0017] En realizaciones adicionales de la presente invención, la información cardíaca del paciente se muestra obteniendo una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM del corazón del paciente a una pluralidad de ritmos cardíacos. Esta pluralidad de reproducciones incluye aquellas que contienen cuadros de imágenes de movimiento de la pared. Se obtiene una imagen de perfusión como mínimo de, al menos, una localización cardíaca. Tanto las reproducciones de movimiento de la pared como la imagen mínima de perfusión se visualizan de forma simultánea.

[0018] En algunas realizaciones de la presente invención, la imagen de perfusión constituye una pluralidad de imágenes de perfusión que comprenden una reproducción en bucle de imágenes de este tipo. En tal caso, la visualización simultánea tanto de las reproducciones en bucle del movimiento de la pared como de la imagen mínima de perfusión se consigue al mostrar de forma simultánea tanto las reproducciones en bucle del movimiento de la pared como la reproducción mínima en bucle de imágenes de perfusión.

[0019] En otras realizaciones de la presente invención, la imagen de perfusión es una imagen de perfusión miocárdica con contraste tardía.

[0020] En incluso otras realizaciones de la presente invención, se ofrece una interfaz de usuario para la evaluación de imágenes de RM. Esta interfaz de usuario puede desplegarse a través de un dispositivo de visualización e incluye al menos una región configurada para mostrar una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca y al menos una región configurada para mostrar una imagen como mínimo de resonancia magnética de perfusión cardíaca. La región configurada para mostrar una imagen como mínimo de resonancia magnética de perfusión cardíaca puede configurarse para mostrar al menos una reproducción en bucle de imágenes de resonancia magnética de perfusión cardíaca. Asimismo, la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared puede sincronizarse entre sí y también con la reproducción mínima en bucle de imágenes de RM. Además, al menos una de las pluralidades de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca puede quedar registrada en la reproducción en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca.

[0021] Como podrán apreciar los expertos en la materia en vista de la presente divulgación, las realizaciones de la presente invención pueden darse en forma de métodos, sistema y/o programas informáticos.

#### **Breve descripción de los dibujos**

[0022]

- La **Figura 1** es un diagrama de bloques de un sistema de imagenología por resonancia magnética conforme a las realizaciones de la invención.
- La **Figura 2** es un diagrama de bloques de un sistema de procesamiento de datos conforme a las realizaciones de la invención;
- La **Figura 3** es un diagrama de bloques más detallado de un sistema de visualización de reproducción en bucle (*cine loop*) de imágenes de RM conforme a las realizaciones de la invención;
- La **Figura 4** es un diagrama de flujo ilustrativo de operaciones conforme a las realizaciones de la invención.
- La **Figura 5** es una captura de pantalla ilustrativa de una visualización de reproducción en bucle.
- La **Figura 6** es un diagrama de flujo ilustrativo de operaciones conforme a otras realizaciones de la invención.

#### **Descripción detallada de las realizaciones de la invención**

[0023] A continuación, la invención procederá a describirse más ampliamente, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que se muestran realizaciones ilustrativas de la invención. No obstante, no puede ni debe interpretarse que la invención se limita a las realizaciones que aquí se describen, sino que éstas se exponen para que la presente divulgación se haga de forma rigurosa y completa y transmita la totalidad del alcance de la invención a aquellos expertos en la materia.

[0024] Como podrán apreciar los expertos en la materia, la presente invención puede materializarse en forma de métodos, sistemas o programas informáticos. De este modo, la invención puede tomar la forma de una realización única de hardware, o combinar tanto elementos de software como de hardware, en adelante referidos como "circuito" o "módulo". Asimismo, la invención puede ofrecerse en forma de producto informático en un soporte de almacenamiento accesible por ordenador que tenga un código de programa también accesible por ordenador incluido en el soporte. Se puede utilizar cualquier medio electrónico legible por ordenador, como discos duros, CD-ROM, dispositivos de almacenamiento óptico, medios de transmisión como los que dan acceso a Internet o una intranet, así como dispositivos de almacenamiento magnético.

[0025] El código de programa informático para llevar a cabo las operaciones de la presente invención puede escribirse en un programa de lenguaje de programación orientado a objetos como Java®, Smalltalk o C++. No obstante, dicho código puede ser también escrito en lenguajes de programación de procedimiento convencional, como el lenguaje de programación "C". Algunos sistemas de visualización cinematográfica (*cine display*) pueden hacer uso de lenguaje de programación interpretable o IDL (*interactive data language*) para ofrecer *cine displays* adecuados para ser utilizados en realizaciones de la invención. El código de programa puede ejecutarse de las siguientes maneras: íntegramente en un ordenador del usuario, de forma parcial en el ordenador del usuario, como un programa informático independiente,

parcialmente en el ordenador del usuario y parcialmente en un ordenador remoto, o íntegramente en un ordenador remoto. Si se utiliza esta última opción, el ordenador remoto puede ser conectado al ordenador del usuario a través de una red de área local (LAN) o una red de área extendida (WAN), o a través de un ordenador externo (por ejemplo, por Internet utilizando un proveedor de servicios). Además, tanto el ordenador del usuario como el ordenador remoto pueden integrarse en otros sistemas, como un sistema de imagenología de RM.

**[0026]** La presente invención se describe más abajo haciendo referencia a dibujos de diagrama de flujo y/o de diagramas de bloques de métodos, aparatos (sistemas) y productos informáticos conforme a las realizaciones de la invención. Se entenderá que cada bloque de los dibujos del diagrama de flujo y/o de los diagramas de bloques, así como las combinaciones de bloques de tales dibujos y/o diagramas de bloques, pueden implementarse mediante instrucciones de programa informático. Estas instrucciones pueden introducirse en el procesador de un ordenador de propósito general, de un ordenador de propósito especial o de otro aparato programable para el procesamiento de datos con el fin de producir una máquina, de tal forma que las instrucciones, que se ejecutan a través del procesador del ordenador o de otro aparato programable para el procesamiento de datos, cree los medios para implementar las funciones/acciones que se especifican en el diagrama de flujo y/o el bloque o bloques de los diagramas de bloques.

**[0027]** Estas instrucciones de programa informático también pueden almacenarse en una memoria legible por ordenador que puede hacer actuar a un ordenador u otro aparato programable para el procesamiento de datos de una determinada manera, con el fin de que las instrucciones almacenadas en la memoria legible por ordenador produzcan un artículo manufacturado que incluya medios instructivos que implementen la función/acción especificada en el diagrama de flujo y/o en el bloque o bloques del diagrama de bloques.

**[0028]** Las instrucciones de programa también pueden cargarse en un ordenador o en otro tipo de aparato programable para el procesamiento de datos con el fin de provocar una serie de pasos operacionales en tal ordenador o aparato que produzca un proceso implementado por ordenador, de modo que dichas instrucciones que se ejecutan en el ordenador o aparato faciliten los pasos necesarios para implementar las funciones/acciones especificadas en el diagrama de flujo y/o en el bloque o bloques de los diagramas de bloques.

**[0029]** Las realizaciones de la presente invención contemplan diagnósticos cardíacos mediante la utilización tanto de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared del latido cardíaco de un paciente como imágenes de perfusión. Las imágenes de perfusión pueden ser reproducciones en bucle de imágenes de perfusión de RM y/o imágenes individuales, como las que pueden resultar por contraste tardío miocárdico. Las reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared pueden ser reproducciones en bucle de imágenes de RM temporalmente sincronizadas ajustadas para compensar los diferentes ritmos cardíacos, como los ritmos cardíacos inducidos por esfuerzo y, por ende, los diferentes patrones y/o duraciones de ciclo cardíaco. Los diagnósticos cardíacos se efectúan al evaluar las reproducciones en bucle de imágenes de RM temporalmente sincronizadas y las imágenes de perfusión o reproducciones en bucle de imágenes de RM de un paciente sujeto a pruebas de esfuerzo, o ambos. Tal evaluación puede resultar en una determinación de screening respecto a la probabilidad de que un paciente presente coronariopatía.

**[0030]** La **Figura 1** ilustra un sistema **10** de ejemplo conforme a las realizaciones de la presente invención. Como se puede ver en la **Figura 1**, un sistema de visualización de imágenes en movimiento/IRM **10** incluye un sistema de adquisición de imágenes de RM **11** que a su vez puede incluir un circuito de sistema de control de IRM **12**, un circuito de sistema de excitación del pulso de IRM **14**, y un circuito de sistema de medición de señales de IRM **16**. El circuito de sistema de control de IRM **12** controla las operaciones del sistema de adquisición de imágenes de RM **11** para obtener y ofrecer imágenes de RM durante un ciclo cardíaco del paciente. El circuito de sistema de control de IRM **12** puede también recopilar y transmitir las imágenes adquiridas a una estación de trabajo **20** o a otro sistema de procesamiento de datos para un análisis más detallado y/o para su visualización. La estación de trabajo **20** puede estar en una suite de IRM o a distancia de ésta. El circuito de sistema de excitación del pulso de IRM **14** y el circuito de sistema de medición de señales de IRM **16** son controlados con el fin de adquirir las señales de IRM que ofrezcan imágenes de RM del corazón del paciente.

**[0031]** Las imágenes de RM pueden adquirirse, por ejemplo, mediante la utilización de una secuencia rápida de eco de gradiente del espacio K. La segmentación del espacio K puede ajustarse para proveer de una resolución temporal adecuada (13-65 mseg) para la identificación del fin de sístole, con una imagen telesistólica que constituye típicamente la imagen con las dimensiones de cavidad más pequeñas del ventrículo izquierdo (VI). Mediante el compartimiento de imágenes (*view sharing*) se puede proporcionar un cuadro intermedio entre los cuadros tomados. La tabla que se muestra más abajo ofrece un ejemplo del ajuste de una segmentación del espacio K para diferentes frecuencias cardíacas.

Frecuencia cardíaca (latidos/min)	Vistas por segmento	Resolución temporal (mseg)	Duración de la retención de la respiración (seg)
<55	10	65	10

Frecuencia cardíaca (latidos/min)	Vistas por segmento	Resolución temporal (mseg)	Duración de la retención de la respiración (seg)
55-65	8	52	13-11
65-95	6	39	15-10
95-125	4	26	15-12
125-170	2	13	23-17

**[0032]** De forma alternativa, las imágenes pueden tomarse mediante otras técnicas de IRM que resaltan el engrosamiento o la relajación del miocardio del VI.

5 **[0033]** Las imágenes de RM de movimiento de pared y perfusión de los cuadros de las reproducciones en bucle pueden incluir imágenes correspondientes de diferentes localizaciones del corazón y a diferentes tiempos durante el ciclo cardíaco del paciente (i.e. las reproducciones en bucle pueden ser registradas en otras reproducciones en bucle).

10 las reproducciones en bucle pueden registrarse en otras reproducciones en bucle). Por ejemplo, las imágenes pueden ser secciones del eje corto basal, del eje largo, del eje tercio medio, del eje apical, de cuatro cámaras y de dos cámaras. En ciertas realizaciones, las localizaciones de imagen deseadas pueden seleccionarse con el fin de ofrecer imágenes de movimiento de pared del VI. Además, las imágenes pueden ser de diferentes tiempos durante una prueba de esfuerzo administrada al paciente; por ejemplo, a una frecuencia cardíaca inicial o en reposo y/o a diferentes frecuencias cardíacas y/o diferentes dosis de agentes inductores de esfuerzo como dobutamina y atropina.

15 **[0034]** Las imágenes de perfusión miocárdica se adquirirán en reposo y durante la prueba de esfuerzo (farmacológico o por ejercicio), al administrar agentes de contraste paramagnéticos (como los que contienen gadolinio) o agentes de susceptibilidad (como los que contienen óxido de hierro o disprosio), o sin la administración de técnicas que incorporen contraste, como imagenología dependiente del nivel de oxígeno sanguíneo (BOLD en inglés) utilizando una secuencia preparada de pulso en T2 o una secuencia 3D potenciada en T2. Las imágenes de perfusión de la pared cardíaca adquiridas pueden ser de una sola localización dentro de la región cardíaca durante múltiples y sucesivos latidos. Las imágenes de perfusión también pueden generarse y visualizarse para ofrecer una reproducción en bucle que tenga el mismo número de cuadros que las correspondientes reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared temporalmente compensadas.

20 **[0035]** Los sistemas de IRM convencionales, como los fabricados por General Electric Medical Systems, Siemens, Philips, Varian, Bruker, Marconi y Toshiba, pueden utilizarse para lograr los cuadros deseados de imágenes de RM recopilados durante los latidos de un paciente sometido a una prueba de esfuerzo, que pueden ser temporalmente compensados y visualizados y/o analizados para detectar anomalías biofísicas o biofisiológicas para los diagnósticos cardíacos conforme a las realizaciones de la presente invención que aquí se describen.

25 **[0036]** Aunque la **Figura 1** muestra un sistema de visualización de imágenes en movimiento/IRM, descrito aquí con una división particular de funciones y/u operaciones como apreciarán los expertos en la materia, se pueden utilizar otras divisiones de funciones y/u operaciones y seguir beneficiándose al mismo tiempo de lo novedoso de la presente invención. Por ejemplo, el circuito de sistema de control de IRM **12** puede combinarse con el circuito de sistema de excitación del pulso de IRM **14** o el circuito de sistema de medición de señales de IRM **16**. Por tanto, no debe interpretarse que la presente invención se limita a una particular arquitectura o división de funciones/operaciones de IRM; lo que se pretende es cubrir cualquier arquitectura o división de funciones/operaciones con capacidad de llevar a cabo las operaciones que aquí se describen.

30 **[0037]** La **Figura 2** muestra una realización preferente de un sistema de procesamiento de datos **230** apropiado para una estación de trabajo **20** y/o un circuito de sistema de control de IRM **12** conforme a las realizaciones de la presente invención. El sistema de procesamiento de datos **230** normalmente incluye uno o varios dispositivos de entrada **232** como un teclado o un keypad, un *display* o visualizador **234**, y una memoria **236** que se comunica con un procesador **238**. El sistema de procesamiento de datos **230** puede también incluir un altavoz **244** y uno o más puertos de datos E/S **246** que también se encuentran comunicados con el procesador **238**. Los puertos de datos E/S **246** pueden utilizarse para transferir información entre el sistema de procesamiento de datos **230** y otro sistema o red informáticos. Estos componentes pueden ser componentes convencionales como los utilizados en muchos sistemas de procesamiento de datos convencionales que pueden ser configurados para operar tal y como aquí se describe.

35 **[0038]** La **Figura 3** es un diagrama de bloques de realizaciones de sistemas de procesamiento de datos en el que se ilustran sistemas, métodos y programas informáticos conforme a las realizaciones de la presente invención. El

procesador **238** se comunica con la memoria **236** a través de un bus de datos/direcciones **348**. El procesador **238** puede ser cualquier microprocesador convencional o disponible en el mercado. La memoria **236** representa la jerarquía global de dispositivos de memoria que contiene el software y los datos que se utilizan para implementar la funcionalidad del sistema de procesamiento de datos **230**. La memoria **236** puede incluir, aunque no de forma taxativa, los siguientes tipos de dispositivos: caché, ROM, PROM, EPROM, EEPROM, memoria flash, SRAM y DRAM.

**[0039]** Como se muestra en la **Figura 3**, en la memoria **236** pueden incluirse varias categorías de software y/o datos utilizados en el sistema de procesamiento de datos **230**: el sistema operativo **352**; los programas de aplicación **354**; los controladores de dispositivo de entrada/salida (E/S) **358**; y los datos **356**. Como apreciarán los expertos en la materia, el sistema operativo **352** puede ser cualquier sistema operativo apto para ser utilizado en un sistema de procesamiento de datos como OS/2, AIX o System390 de International Business Machines Corporation sito en Armonk, Nueva York; Windows95, Windows98, Windows2000, WindowsNT o WindowsXP de Microsoft Corporation sito en Redmond, Washington; Unix o Linux. Los sistemas operativos pueden configurarse para soportar un protocolo de conexión basado en TCP/IP o similar. Los controladores de dispositivo de E/S **358** normalmente incluyen rutinas de software accesibles a través del sistema operativo **352** por los programas de aplicación **354** para comunicarse con los dispositivos como el puerto o puertos de datos de E/S **246** y ciertos componentes de memoria **236**. Los programas de aplicación **354** ilustran los programas que implementan las diferentes características del sistema de procesamiento de datos **230** e incluye de forma preferente al menos una aplicación que soporta operaciones conforme a las realizaciones de la presente invención. Finalmente, los datos **356** representan aquellos datos estáticos y dinámicos utilizados por los programas de aplicación **354**, el sistema operativo **352**, los controladores de dispositivo de E/S, y otros programas informáticos que pueden residir en la memoria **236**.

**[0040]** Como se puede apreciar más adelante en la **Figura 3**, los programas de aplicación **354** pueden incluir una aplicación de proceso de reproducciones en bucle o cine loop **360**. Dicha aplicación de proceso de reproducciones en bucle **360** puede llevar a cabo las operaciones aquí descritas para reproducciones en bucle de imágenes de RM temporalmente sincronizadas, mostrando reproducciones de este tipo de imágenes de movimiento de pared y/o imágenes de perfusión de pared cardíaca, y/o la evaluación de reproducciones en bucle de imágenes de RM temporalmente sincronizadas. La porción de datos **356** de la memoria **236**, como se muestran en las realizaciones de la **Figura 3**, puede incluir datos de imágenes de RM **362** que incluyan reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared y perfusión.

**[0041]** Aunque la presente invención se presenta, a modo de ejemplo, haciendo referencia a la aplicación de proceso de cine loop **360**, siendo ésta una aplicación de programa en la **Figura 3**, como podrán apreciar los expertos en la materia, también pueden utilizarse otras configuraciones y beneficiarse al mismo tiempo de lo novedoso de la presente invención. Por ejemplo, la aplicación de proceso de cine loop **360** puede ser también incorporada al sistema operativo **352**, los controladores de dispositivo de E/S **358** u otra división lógica similar del sistema de procesamiento de datos **230**. Por tanto, no debe interpretarse que la invención se limita a la configuración de la **Figura 3**, sino que pretende abarcar cualquier configuración capaz de llevar a cabo las operaciones que aquí se describen.

**[0042]** La **Figura 4** muestra operaciones conforme a ciertas realizaciones de la presente invención. Como se puede observar en la **Figura 4**, se ha administrado una prueba de esfuerzo a un paciente (bloque **400**) y las imágenes de RM del corazón del paciente que indican movimiento de pared y perfusión son tomadas durante la prueba de esfuerzo (bloque **402**). La prueba de esfuerzo puede ser cualquier tipo de prueba de esfuerzo administrada mientras las imágenes de RM son adquiridas. En algunas realizaciones, la prueba de esfuerzo de IRM constituye una prueba de esfuerzo inducido bioquímicamente mediante la utilización de un agente como dobutamina o similar. Las pruebas de esfuerzo cardíaco y su administración son ya conocidas por los expertos en la materia y, por tanto, no se describirán aquí.

**[0043]** Las imágenes de perfusión tomadas pueden ser imágenes de perfusión de "primer paso" (*first-pass*) adquiridas poco después de que se haya administrado un agente de contraste. En tal caso, las imágenes de perfusión pueden constituir una reproducción en bucle de imágenes, de tal forma que la perfusión del agente de contraste pueda seguirse o monitorizarse a partir de las imágenes de la reproducción. Dichas imágenes pueden ser imágenes de la reproducción en bucle de perfusión múltiple de diferentes localizaciones del corazón. Estas reproducciones pueden registrarse en las imágenes en reproducción en bucle de movimiento de pared, de forma que las reproducciones en bucle de perfusión correspondan de forma sustancial con las mismas regiones de las reproducciones en bucle del movimiento de la pared. Por ejemplo, las reproducciones en bucle de perfusión pueden constituir tres reproducciones en bucle, correspondientes a tres reproducciones en bucle del movimiento de la pared de eje corto. Por tanto, las imágenes de la perfusión pueden adquirirse en los mismos planos del corazón que las imágenes del movimiento de la pared de eje corto.

**[0044]** De forma alternativa, o adicionalmente a la generación de una reproducción en bucle de imágenes de perfusión, también se puede añadir un realce tardío miocárdico (RTM). En RTM, 20 minutos después de la administración del agente de contraste, como gadolinio DPTA, parte del mismo se filtra en tejido necrótico (muerto) y aparecerá en color claro (de ahí, el realce tardío). Estas imágenes pueden ser adquiridas no como reproducciones en bucle, sino como imágenes individuales, registradas (en las mismas localizaciones de sección) con las correspondientes imágenes de perfusión y/o de movimiento de pared. La RTM constituye otra forma de perfusión, esto es, se trata de perfusión de tejido muerto, mientras que la perfusión de primer paso es perfusión de tejido vivo. Por tanto, las imágenes de perfusión

pueden incluir imágenes individuales, como imágenes de RTM, y/o reproducciones en bucle de imágenes. Tanto una como la otra pueden ser visualizadas con las imágenes de movimiento de la pared.

**[0045]** Las imágenes de RM del movimiento de pared, que pueden proveer de reproducciones en bucle de latidos del corazón en diferentes localizaciones del corazón y/o diferentes niveles de dosis de agente inductor a esfuerzo, se sincronizan temporalmente y el número de imágenes de perfusión se establece de forma que cada reproducción en bucle tenga el mismo número de imágenes de RM o cuadros, para que cada reproducción pueda mostrarse para la misma duración (bloque **404**). De ahí, por ejemplo, que las reproducciones en bucle de la perfusión puedan ser sincronizadas a las de movimiento de pared al hacerlas funcionar cíclicamente a la misma frecuencia que las imágenes de movimiento de pared. La sincronización de reproducciones en bucle de la perfusión puede también lograrse mediante la adición o la eliminación de cuadros, o el ajuste de la duración de la visualización de cuadros como aquí se describe. Las reproducciones en bucle del movimiento de pared también pueden sincronizarse al ciclo cardíaco para que cada reproducción empiece en la misma parte del ciclo cardíaco.

**[0046]** Las reproducciones en bucle compensadas del movimiento de pared y las imágenes de perfusión y/o reproducciones en bucle de imágenes de perfusión pueden suministrarse, por ejemplo, a una estación de trabajo para su visualización, y ambas pueden ser evaluadas a la hora de determinar el estado de la fisiología cardíaca del paciente (bloque **406**). Dicha valoración puede realizarse, por ejemplo, mostrando las reproducciones en bucle del movimiento de pared y la perfusión para parte o totalidad de las dosis, y para una localización concreta y/o mostrando dichas reproducciones para parte o la totalidad de las localizaciones para una dosis concreta. Al mostrar las imágenes conforme se van adquiriendo casi a tiempo real se puede realizar la evaluación. De forma adicional o alternativa, la imagen o imágenes de RTM pueden ser visionadas con las reproducciones en bucle del movimiento de pared. Las reproducciones y/o imagen o imágenes pueden ser evaluadas por un médico a la hora de valorar la fisiología cardíaca. Dicha valoración puede incluir, por ejemplo, una determinación de la presencia o ausencia de coronariopatía, un cambio en la severidad de esta enfermedad, la eficacia de un tratamiento cardíaco y similares. Por ejemplo, las imágenes de perfusión pueden ser comparadas con las de movimiento de pared a la hora de determinar si un área de la perfusión reducida corresponde a un área con movimiento de pared defectuoso y, por tanto, ofrecerá otra confirmación de que existe una oclusión.

**[0047]** Las anteriores operaciones pueden repetirse hasta que las imágenes de RM para las localizaciones deseadas (bloque **408**) y para los niveles de pruebas de esfuerzo deseados (bloque **410**) se obtengan y compensen tal y como aquí se describe. Por tanto, si se necesitan adquirir vistas adicionales (bloque **408**) continuarían las operaciones con la obtención de imágenes de RM adicionales (bloque **402**). Si se tienen que evaluar niveles de esfuerzo adicionales (bloque **410**), las operaciones continúan con la administración de pruebas de esfuerzo suplementarias (bloque **400**).

**[0048]** Se ha comprobado que la sincronización temporal de las reproducciones en bucle permite a los médicos evaluar la fisiología cardíaca con mayor efectividad sin tener que introducir artefactos significativos y/o distorsiones durante el proceso de sincronización temporal, lo cual podría ocultar información u ofrecer datos falsos que conduzcan a evaluaciones carentes de validez. Además, se ha visto que dicha sincronización aumenta la efectividad en la evaluación de reproducciones en bucle de IRM, ya que permite al médico comparar visualmente de forma simultánea el movimiento del corazón a diferentes frecuencias cardíacas en donde la visualización del movimiento del corazón se sincroniza con la misma parte dentro del ciclo cardíaco. De ahí que cada imagen mostrada comprenda aproximadamente el mismo porcentaje de tiempo dentro de un latido. Por consiguiente, las diferencias en el movimiento de pared a diferentes frecuencias cardíacas pueden ser comparadas de forma directa para detectar cualquier anomalía. Como se ha expuesto anteriormente, se ha comprobado que el proceso de sincronización temporal que se ha descrito permite dicha visualización sin necesidad de introducir errores, artefactos o distorsiones del tipo que podrían obstaculizar el proceso de evaluación. Asimismo, el proceso de evaluación puede realizarse con suficiencia a un tiempo real para que el médico pueda utilizar las reproducciones en bucle de IRM a la hora de monitorizar la prueba de esfuerzo mientras se está realizando. Dicha monitorización puede resultar de utilidad tanto en la administración de la prueba como en la evaluación de la condición del paciente con base a los resultados de la prueba. Al proveer la información contenida en la reproducción en bucle de una forma que permite la comparación simultánea directa de los datos a diferentes frecuencias cardíacas, el médico puede evaluar rápidamente la fisiología cardíaca del paciente para ajustarse a los parámetros de la prueba y/o evitarle lesiones.

**[0049]** En el caso de ciertas afecciones, por ejemplo, cuando hay presencia de anomalías latentes en el movimiento de la pared durante el transcurso de la prueba de esfuerzo, o de hipertrofia ventricular izquierda concéntrica, la valoración de los movimientos en la pared cardíaca no es adecuada para detectar isquemia. Por esta razón, la evaluación combinada de perfusión miocárdica y/o realce tardío y la reproducción de imágenes en movimiento del movimiento de la pared pueden complementar la capacidad del lector a la hora de identificar áreas de necrosis miocárdica o isquemia no presente de forma evidente en las valoraciones de movimiento de pared únicamente.

**[0050]** En otras realizaciones de la presente invención, la evaluación de las reproducciones en bucle puede realizarse de forma automática o parcialmente automática utilizando técnicas de procesamiento de imágenes. Dicha evaluación automática puede verse facilitada por la sincronización temporal de las reproducciones en bucle, ya que se proporciónarían conjuntos de datos con un tamaño similar y los cuadros correspondientes dentro de estos conjuntos corresponderían a una parte común dentro del ciclo cardíaco. Por ejemplo, las reproducciones en bucle, o una parte de las imágenes dentro de dichas reproducciones, pueden compararse entre sí o con una referencia para poner de relieve

las desviaciones respecto de una reproducción de referencia. Por tanto, y a modo de ejemplo, una reproducción en bucle de referencia de movimiento de pared puede compararse con aquellas de dosis diferentes, y las diferencias visualizarse y/o compararse con umbrales para proporcionar una indicación y/o valoración de la fisiología cardíaca. Estas diferencias podrían también compararse con una reproducción en bucle de la perfusión o bucles de la misma región y áreas de baja perfusión con respecto a áreas de movimiento de pared anormales. Dicha comparación de bucles puede verse posibilitada y/o simplificada debido a que la localización dentro de cada reproducción en bucle corresponde aproximadamente al mismo tiempo dentro del ciclo cardíaco, de tal manera que los cuadros situados igualmente dentro de diversas reproducciones pueden ser comparados directamente entre sí.

**[0051]** Una comparación automática puede incluir también, a modo de ejemplo, el registro de diversas reproducciones en bucle dentro de los bucles de referencia. Dicho registro puede realizarse utilizando un patrón de reconocimiento convencional y/o técnicas de alineamiento, de tal forma que los píxeles correspondientes a las reproducciones en bucle o a las partes de reproducciones queden todos asociados con aproximadamente la misma localización física dentro del paciente. En ciertas realizaciones, las comparaciones pueden estar en las dimensiones 3 (x,y, t), 4 (x,y,z,t) y/o 5 (x,y,z,t,dosis).

**[0052]** Las reproducciones en bucle pueden compensarse repitiendo imágenes, aumentando o disminuyendo el tiempo de visualización de una imagen y/o eliminando imágenes de las reproducciones en bucle. Las reproducciones pueden sincronizarse temporalmente proporcionando el mismo número de imágenes o cuadros para cada bucle. Por tanto, cada latido del corazón mostrado puede visualizarse durante el mismo periodo de tiempo independientemente de la frecuencia cardíaca a la que se adquirió la reproducción en bucle. Los bucles que tienen más cuadros pueden ver reducido el número de éstos y los bucles con menor número pueden verlo aumentado. Los cuadros pueden añadirse repitiendo cuadros en el bucle. Los cuadros pueden añadirse virtualmente al aumentar la duración de la visualización de un cuadro. Tal adición virtual de cuadros podría requerir un menor almacenamiento que la repetición física de cuadros en un bucle. Los cuadros añadidos o suprimidos pueden distribuirse preferentemente a lo largo del bucle de forma notablemente uniforme. Asimismo, las reproducciones en bucle pueden sincronizarse al ciclo cardíaco del paciente de forma que cada una empiece en aproximadamente la misma parte del ciclo cardíaco. Las técnicas de sincronización de reproducciones en bucle de imágenes de RM al ciclo cardíaco del paciente son conocidas por aquellos expertos en la materia y, por tanto, no se describirán aquí.

**[0053]** En ciertas realizaciones de la presente invención, la visualización de reproducciones en bucle se hace en tiempo real. En otras realizaciones, dicha visualización se consigue en tiempo casi real. Ambos visionados de reproducciones en bucle de un paciente sometido a una prueba de esfuerzo pueden ser utilizados para proporcionar una medición de esfuerzo segura al permitir un análisis rápido y controlar la prueba de esfuerzo de forma que se eviten lesiones en el paciente. En incluso otras realizaciones, la visualización de reproducciones en bucle se consigue a partir de información almacenada y puede efectuarse "off-line" (fuera de línea). Este análisis fuera de línea podría resultar apropiado para un análisis de las reproducciones en bucle más detallado y que requiera más tiempo. Además, la adquisición de datos, la construcción de imágenes y/o la transferencia de éstas a una reproducción en bucle puede solaparse entre sí para reducir una latencia aparente entre la adquisición y la visualización de imágenes.

**[0054]** La **Figura 5** es una captura de pantalla de una visualización de reproducción en bucle **500** conforme a las realizaciones de la invención. Como puede verse en la **Figura 5**, se visualizan de forma simultánea una pluralidad de reproducciones en bucle **502**. Dichas reproducciones se han sincronizado temporalmente como se ha descrito anteriormente e incluyen visualizaciones de movimiento de pared e información de la perfusión. Como se aprecia en la **Figura 5**, las reproducciones en bucle de movimiento de pared, las de perfusión de primer paso y las imágenes de realce tardío miocárdico pueden ser todas visionadas a la vez. En la **Figura 5**, se visualizan de forma simultánea una reproducción en bucle de movimiento de pared de referencia **502**, una de movimiento de pared de la primera dosis **504**, una de movimiento de pared a dosis máxima **506**, una de movimiento de pared en recuperación **508**, una de perfusión de primer paso **510** y una imagen con contraste tardía **512**, tal y como se describe en el presente documento.

**[0055]** La **Figura 6** es ilustrativa de operaciones conforme a otras realizaciones de la invención. Como puede apreciarse en la **Figura 6**, el input de usuario puede obtenerse a la hora de recortar una imagen de base y/o para ajustar el contraste, brillo, gama y otros niveles de visualización de la imagen de base de la reproducción en bucle (bloque **600**). El recorte y/o el ajuste de nivel pueden después ser propagados de forma automática al resto de imágenes de la reproducción en bucle de base y a otras reproducciones que se muestren o estén almacenadas (bloque **604**). De esta forma, el médico puede ajustar rápidamente la visualización de las imágenes de la reproducción en bucle sin tener que ajustar cada imagen y/o bucle de forma individual. Opcionalmente, el recorte y/o la información de nivel pueden almacenarse y asociarse con las reproducciones en bucle. Tales reproducciones pueden guardarse, por ejemplo, en un disco duro o en otros soportes informáticos, y ser recuperados posteriormente para su visualización y/o análisis. Las reproducciones en bucle almacenadas podrían entonces ser visualizadas con el recorte y/o la información de nivel aplicados automáticamente.

**[0056]** Aunque las realizaciones de la invención se han descrito principalmente haciendo referencia a una evaluación casi a tiempo real de imágenes de RM, como apreciarán los expertos en la materia a la luz de la presente divulgación, la evaluación de dichas imágenes puede realizarse también fuera de línea o tras una demora considerable. A modo de ejemplo, las imágenes de RM previas podrían visualizarse y compararse con las imágenes de RM actuales para determinar si ha habido mejora en el movimiento de la pared y/o la perfusión resultantes posiblemente tras el transcurso

del tratamiento. De ahí que no se pueda interpretar que la invención se limita a la evaluación de imágenes de reproducciones en bucle de imágenes de RM inmediatamente después de su adquisición.

5 **[0057]** Todo lo anterior da cuenta de la presente invención y no debe interpretarse como limitativo de la misma. Aunque se han descrito algunas realizaciones preferentes, los expertos en la materia podrán apreciar fácilmente que se pueden hacer varias modificaciones en estos ejemplos de realizaciones sin apartarse materialmente de las técnicas novedosas y las ventajas que presenta la invención. Asimismo, se pretende que tales modificaciones queden incluidas dentro del campo de esta invención, como se define en las reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un método de visualización de la información cardíaca de un paciente que comprende:

La obtención de una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM del corazón de un paciente a una pluralidad de frecuencias cardíacas. En esta pluralidad de reproducciones en bucle se incluyen aquellas reproducciones en bucle (502) que comprenden cuadros de imágenes de movimiento de pared y, al menos, una reproducción en bucle (510) que incluye cuadros de imágenes de perfusión de, como mínimo, una localización del corazón;

La visualización simultánea tanto de las reproducciones en bucle del movimiento de pared como de, como mínimo, una reproducción en bucle de la perfusión, en la que la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca quedan sincronizadas entre sí y una reproducción mínima en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca.

2. El método de la reivindicación 1, que comprende el ajuste de un número de cuadros en una de las reproducciones en bucle visualizadas de movimiento de pared y/o la reproducción en bucle de la perfusión, de modo que las reproducciones en bucle de movimiento de pared visualizadas y la reproducción en bucle de la perfusión contengan el mismo número de cuadros.
3. El método de la reivindicación 1, en el que la obtención de una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM comprende la adquisición de una pluralidad de reproducciones en bucle durante la administración de una prueba de esfuerzo en el paciente.
4. El método de la reivindicación 1, que comprende la evaluación de las reproducciones en bucle visualizadas de imágenes de RM para determinar la presencia o ausencia de cardiopatía, basándose en las reproducciones en bucle visionadas.
5. El método de la reivindicación 1, en el que la visualización simultánea consiste en la visualización simultánea de una pluralidad de reproducciones en bucle de diferentes localizaciones asociadas con el corazón del paciente para una única dosis de un agente inductor de esfuerzo.
6. El método de la reivindicación 1, en el que la visualización simultánea consiste en la visualización simultánea de una pluralidad de reproducciones en bucle de diferentes localizaciones asociadas con el corazón del paciente para diversas dosis de un agente inductor de esfuerzo.
7. El método de la reivindicación 2, en el cual el ajuste comprende la adición de cuadros y/o la supresión de cuadros de, al menos, una de las reproducciones en bucle visualizadas de movimiento de pared o la reproducción en bucle de perfusión.
8. El método de la reivindicación 7, en el que la adición de cuadros comprende la repetición de cuadros de una reproducción en bucle de imágenes de RM.
9. El método de la reivindicación 7, en el que los cuadros se añaden o se suprimen de una de las reproducciones en bucle visualizadas, de forma que los cuadros añadidos o eliminados se distribuyen sustancialmente de manera uniforme a lo largo de una de las reproducciones en bucle en visionado.
10. El método de la reivindicación 1, en el que las reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared se compensan de forma que los cuadros correspondientes de cada una de las pluralidades de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared correspondan a una parte común dentro del ciclo cardíaco del paciente.
11. El método de la reivindicación 1, en el que el ajuste de la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM comprende el ajuste de la duración del visionado de cuadros de, al menos, una de las pluralidades de reproducciones en bucle de imágenes de RM de modo que todas tengan una duración total común.
12. El método de la reivindicación 11, en el que los cuadros cuya duración se ve ajustada queden distribuidos de forma uniforme a lo largo de la reproducción en bucle ajustada de imágenes de RM.
13. El método según una de las reivindicaciones precedentes, en el que éste sea puesto en práctica en tiempo real o en tiempo casi real.
14. Un sistema (230) para la visualización de la información cardíaca del paciente, que comprende:

Medios (11) para obtener una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM del corazón del paciente a una pluralidad de frecuencias cardíacas, incluyendo dicha pluralidad de reproducciones en bucle que comprenden cuadros de imágenes de movimiento de pared y, al menos, una reproducción en bucle que incluye cuadros de imágenes de perfusión de, como mínimo, una localización cardíaca;

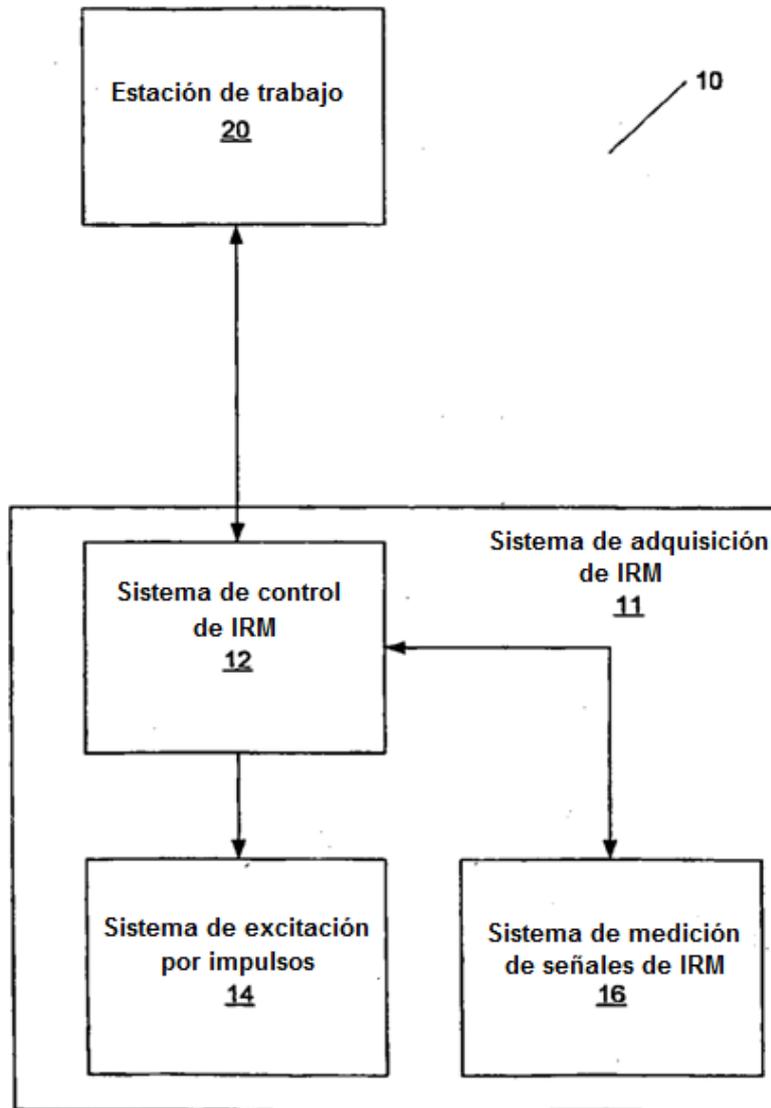
Medios para la sincronización de la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared entre sí y con, al menos, una reproducción en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca; y

Medios (234) para visualizar de forma simultánea tanto las reproducciones en bucle de movimiento de pared como la reproducción en bucle mínima de perfusión.

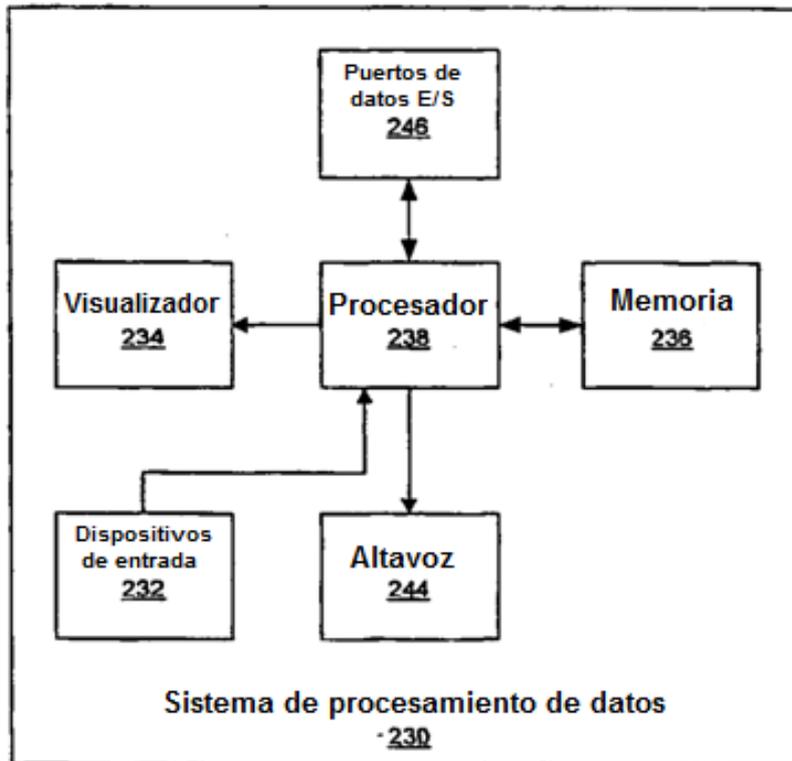
- 5 **15.** El sistema de la reivindicación 14, en el que la información cardíaca se visualiza en tiempo real o casi en tiempo real.
- 16.** Un programa informático (254) para la visualización de la información cardíaca de un paciente, que comprende:
- Un soporte legible por ordenador con un código de programa legible por ordenador integrado en el mismo, que consiste en:
- 10 Un código de programa legible por ordenador configurado para obtener una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM del corazón de un paciente a una pluralidad de frecuencias cardíacas; tal pluralidad la conforman reproducciones en bucle que incluyen cuadros de imágenes de movimiento de pared y, como mínimo, una reproducción en bucle que incluye cuadros de imágenes de perfusión de, por lo menos, una localización cardíaca; una aplicación de proceso de reproducción en bucle configurada para sincronizar la
- 15 pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca entre sí y con, al menos, una reproducción en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca; y un código de programa legible por ordenador configurado para mostrar de forma simultánea tanto las reproducciones en bucle de movimiento de pared como una reproducción mínima en bucle de perfusión.
- 17.** El programa informático de la reivindicación 16, donde la información cardíaca se visualiza en tiempo real o casi en tiempo real.
- 20 **18.** Una interfaz de usuario para la evaluación de imagenología de RM (IRM) que comprende:
- Al menos una región configurada para la visualización de una pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca; y,
- 25 Como mínimo, una región configurada para la visualización de una o más imágenes de RM de perfusión cardíaca, donde hay al menos una región configurada para la visualización de una o más imágenes de RM de perfusión cardíaca que comprende una o más regiones configuradas para la visualización de una o más reproducciones en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca, y en la que la pluralidad de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de la pared quedan sincronizadas entre sí y con,
- 30 al menos, una reproducción en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca para compensar las diferentes frecuencias cardíacas.
- 19.** La interfaz de usuario de la reivindicación 18, donde al menos una de las pluralidades de reproducciones en bucle de imágenes de RM de movimiento de pared cardíaca queda registrada en, al menos, una reproducción en bucle de imágenes de RM de perfusión cardíaca.
- 20.** La interfaz de usuario según las reivindicaciones 18 a 19, en la que la evaluación de imágenes de RM se realiza en tiempo real o casi en tiempo real.
- 35 **21.** La interfaz de usuario según las reivindicaciones 18 a 20, donde dicha interfaz permite al usuario ajustar rápidamente al menos un nivel de visualización de contraste, brillo, gama u otros de una imagen de referencia de bucle de cine (600), la cual se propaga automáticamente a otras reproducciones en bucle en diferentes ventanas de visualización sin tener que ajustar cada una separadamente para, de este modo, proporcionar al médico la información del paciente para una administración más segura de la prueba de esfuerzo cardíaco.
- 40 **22.** La interfaz de usuario según las reivindicaciones 18 a 21, donde dicha interfaz queda configurada para visualizar de forma simultánea la reproducción en bucle de referencia (502), una reproducción en bucle de movimiento de pared de primera dosis (504), una de movimiento de pared de dosis máxima (506), una de movimiento de pared en recuperación (508), una de perfusión de primer paso (510) y/o una imagen con contraste tardía (512).

45

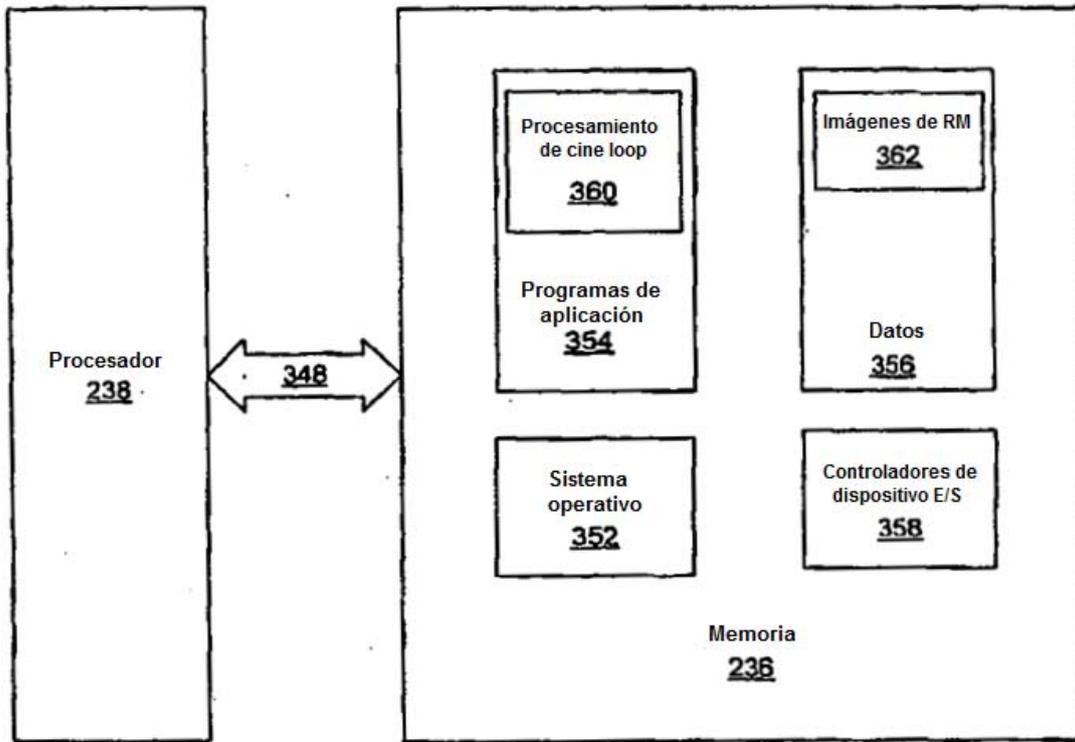
Dibujos



**Figura 1**



**Figura 2**



**Figura 3**

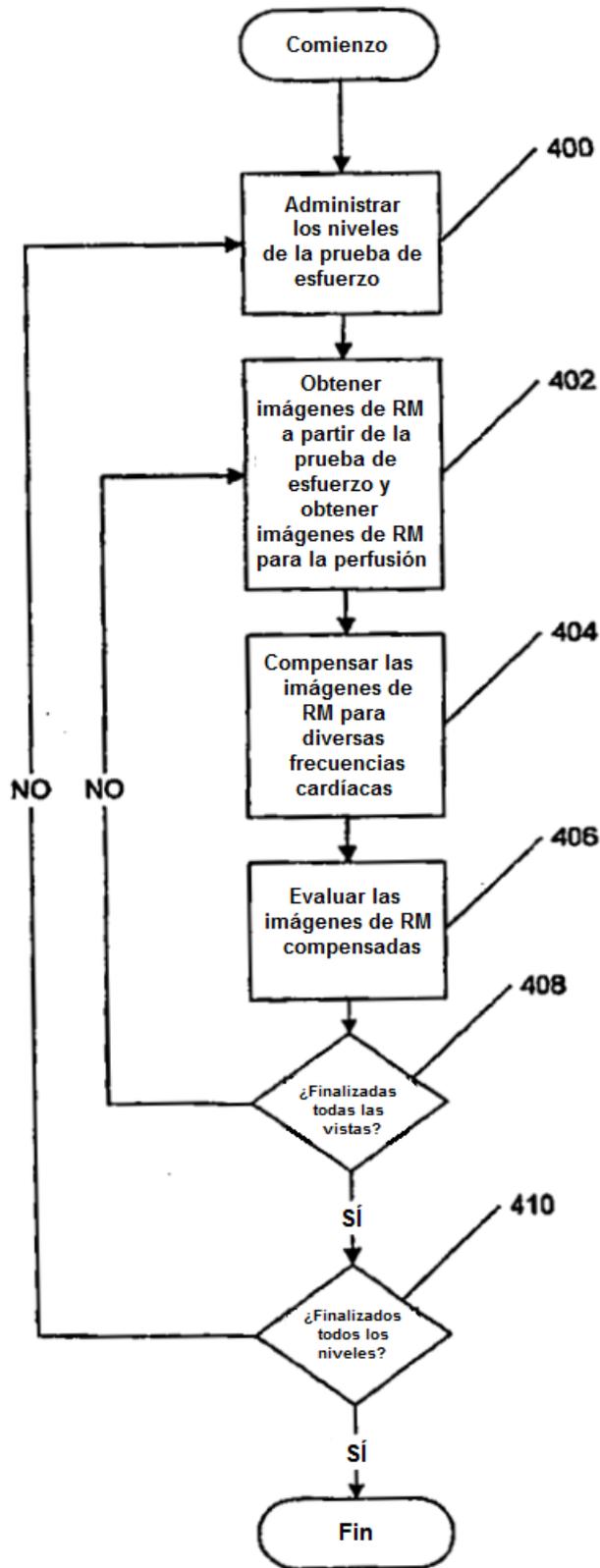
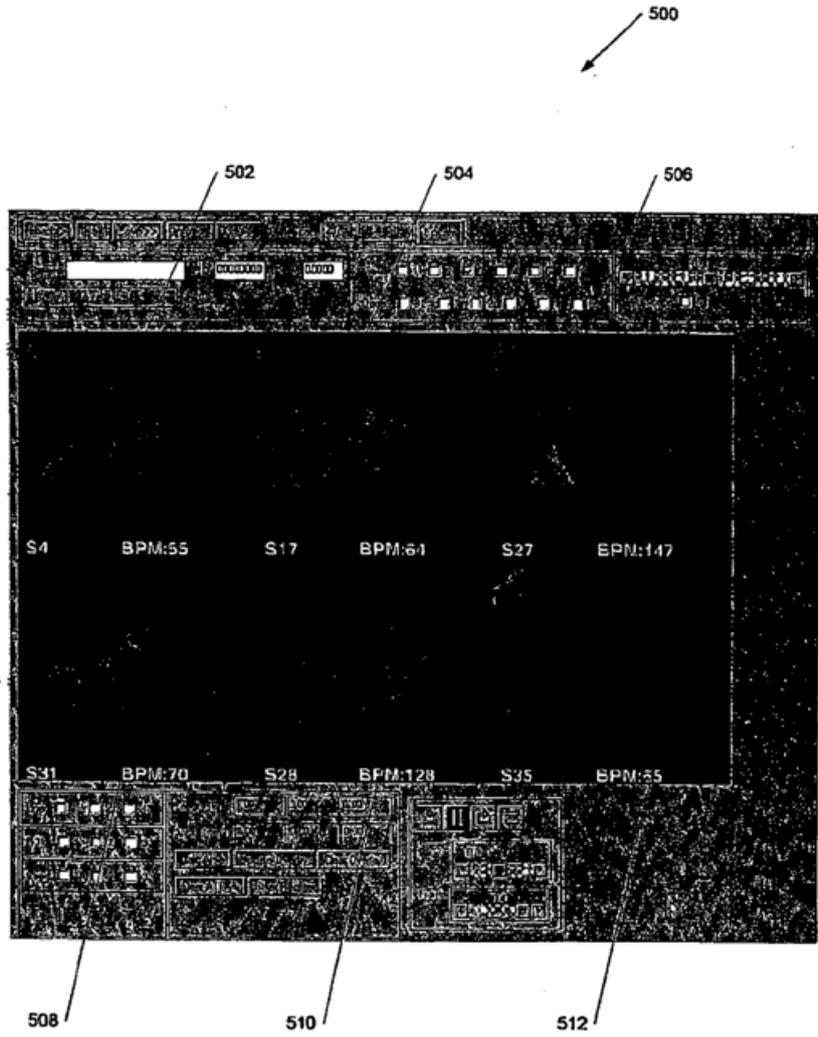
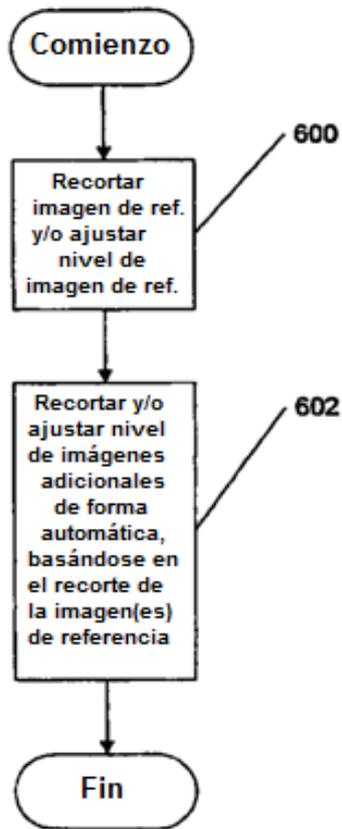


Figura 4



**Figura 5**



**Figura 6**

**REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN**

*La lista de referencias citadas por el solicitante se incluye únicamente para la comodidad del lector, no formando parte del documento de la patente europea. A pesar del sumo cuidado durante la recopilación de las referencias, no se pueden excluir la presencia de errores u omisiones, declinando la OEP toda responsabilidad a este respecto.*

**Documentos de patentes citados en la descripción**

- US 0000360 W [0008]

\*\*\*\*\**Doña Silvia Cano García, Intérprete Jurado de Inglés, certifica que la que antecede es traducción fiel y completa al español de un documento redactado en inglés.*

*San Vicente del Raspeig, a 18 de enero de 2012  
La Traductora Jurado*