

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 727 944**

51 Int. Cl.:

A61N 7/02	(2006.01) <i>G01R 33/54</i>	(2006.01)
A61B 5/055	(2006.01) <i>A61B 18/00</i>	(2006.01)
G01R 33/483	(2006.01)	
G01R 33/561	(2006.01)	
G06F 19/00	(2008.01)	
G01R 33/48	(2006.01)	
A61B 90/00	(2006.01)	
A61N 7/00	(2006.01)	
A61B 5/00	(2006.01)	
A61B 5/01	(2006.01)	

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.06.2013 PCT/IB2013/055306**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **16.01.2014 WO14009834**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.06.2013 E 13766677 (2)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2019 EP 2869896**

54 Título: **Obtención de imágenes por resonancia magnética de fuerza de radiación acústica**

30 Prioridad:

09.07.2012 US 201261669210 P

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

21.10.2019

73 Titular/es:

**PROFOUND MEDICAL INC. (100.0%)
2400 Skymark Avenue, Unit 6
Mississauga, ON L4W 5K5, CA**

72 Inventor/es:

KOHLER, MAX OSKAR

74 Agente/Representante:

VÁZQUEZ FERNÁNDEZ-VILLA, Concepción

ES 2 727 944 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

Obtención de imágenes por resonancia magnética de fuerza de radiación acústica

5 Campo técnico

La invención se refiere a ultrasonidos enfocados de alta intensidad guiados por resonancia magnética, en particular se refiere a la determinación de desplazamiento tisular mediante ultrasonidos enfocados de alta intensidad usando obtención de imágenes por resonancia magnética.

10

Antecedentes de la invención

En ultrasonidos enfocados de alta intensidad (HIFU) se usa una matriz de elementos transductores de ultrasonidos para formar un transductor de ultrasonidos. Suministrar energía eléctrica de corriente alterna a los elementos transductores hace que generen ondas de ultrasonidos. Las ondas de ultrasonidos de cada uno de los elementos transductores se añaden de manera o bien constructiva o bien destructiva en diferentes ubicaciones en la trayectoria de haz. Controlando la fase de la energía eléctrica de corriente alterna suministrada a cada uno de los elementos transductores puede controlarse el volumen o punto focal en el que se enfoca la energía de ultrasonidos.

15

20

La terapia por ultrasonidos enfocados de alta intensidad (HIFU) de tumores requiere un alto grado de precisión espacial con el fin de evitar dañar tejido sano así como conseguir un uso óptimo del sistema. Aunque normalmente evitar dañar tejido sano debido a un mal direccionamiento no supone un problema para tumores estacionarios grandes si se usan sonicaciones de prueba de baja energía tal como es la práctica habitual, el rendimiento técnico y/o el rendimiento clínico del sistema pueden verse afectados si se usa una información posicional incorrecta para un algoritmo de realimentación, por ejemplo. Esto se traduce en una eficiencia de tratamiento reducida.

25

Puede usarse la obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica con resonancia magnética (MR) (MR-ARFI) para observar la fuerza de radiación que ejercen las ondas de presión mecánica sobre tejido *in vivo*. Esto incluye, por ejemplo, la estimación de la fuerza de radiación ejercida por ultrasonidos enfocados de alta intensidad absorbidos.

30

El artículo "Magnetic resonance acoustic radiation force imaging" de McDannold y Maier publicado en Medical Physics, volumen 35, agosto de 2008, páginas 3748 a 3758, da a conocer un método elastográfico de determinación de la causa de desplazamiento mediante ultrasonidos enfocados usando obtención de imágenes por resonancia magnética.

35

La solicitud de patente estadounidense US2011/0270136 menciona el enfoque de ultrasonidos eficiente en el que el enfoque se ajusta ajustando las fases y amplitudes de una matriz de elementos transductores en fase. La ubicación y medición del foco de ultrasonidos se confirman o visualizan mediante la obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica con resonancia magnética (MR-ARFI).

40

Sumario de la invención

La invención proporciona un instrumento médico y un producto de programa informático en las reivindicaciones independientes. Las reivindicaciones dependientes facilitan las realizaciones.

45

Tal como apreciará un experto en la técnica, los aspectos de la presente invención pueden implementarse como aparato o producto de programa informático. Por consiguiente, aspectos de la presente invención pueden adoptar la forma de una realización totalmente de hardware, una realización totalmente de software (incluyendo firmware, software residente, microcódigo, etc.) o una realización que combina aspectos de software y de hardware que pueden denominarse todos ellos genéricamente en el presente documento "circuito", "módulo" o "sistema". Además, los aspectos de la presente invención pueden adoptar la forma de un producto de programa informático incorporado en uno o más medios legibles por ordenador que tienen código ejecutable por ordenador incorporado en los mismos.

50

Puede usarse cualquier combinación de uno o más medios legibles por ordenador. El medio legible por ordenador puede ser un medio de señal legible por ordenador o un medio de almacenamiento legible por ordenador. Un "medio de almacenamiento legible por ordenador" tal como se usa en el presente documento abarca cualquier medio de almacenamiento tangible que puede almacenar instrucciones que pueden ejecutarse mediante un procesador de un dispositivo informático. El medio de almacenamiento legible por ordenador puede denominarse medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador. El medio de almacenamiento legible por ordenador también puede denominarse medio tangible legible por ordenador. En algunas realizaciones, un medio de almacenamiento legible por ordenador también puede poder almacenar datos a los que puede acceder el procesador del dispositivo informático. Los ejemplos de medios de almacenamiento legibles por ordenador incluyen, pero no se limitan a: un disco flexible, una unidad de disco duro magnético, un disco duro de estado sólido, memoria flash, una unidad de USB, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de sólo lectura (ROM), un disco óptico, un disco magneto-óptico y el archivo de registro del procesador. Los ejemplos de discos ópticos incluyen discos compactos (CD) y discos

60

65

versátiles digitales (DVD), por ejemplo discos CD-ROM, CD-RW, CD-R, DVD-ROM, DVD-RW o DVD-R. El término medio de almacenamiento legible por ordenador también se refiere a diversos tipos de medios de grabación a los que puede acceder el dispositivo informático a través de un enlace de comunicación o red. Por ejemplo, pueden recuperarse unos datos a través de un modem, a través de Internet o a través de una red de área local. El código ejecutable por ordenador incorporado en un medio legible por ordenador puede transmitirse usando cualquier medio apropiado, incluyendo, pero sin limitarse a, el inalámbrico, por cable, cable de fibra óptica, RF, etc., o cualquier combinación adecuada de los anteriores.

Un medio de señal legible por ordenador puede incluir una señal de datos propagada con código ejecutable por ordenador incorporado en la misma, por ejemplo, en banda base o como parte de una onda portadora. Una señal propagada de este tipo puede adoptar cualquiera de una variedad de formas, incluyendo, pero sin limitarse a, electromagnética, óptica o cualquier combinación adecuada de las mismas. Un medio de señal legible por ordenador puede ser cualquier medio legible por ordenador que no sea un medio de almacenamiento legible por ordenador y que pueda comunicar, propagar o transportar un programa para su uso por, o en conexión con, un sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

“Memoria informática” o “memoria” es un ejemplo de medio de almacenamiento legible por ordenador. La memoria informática es cualquier memoria a la que puede acceder directamente un procesador. “Almacenamiento informático” o “almacenamiento” es otro ejemplo de medio de almacenamiento legible por ordenador. El almacenamiento informático es cualquier medio de almacenamiento legible por ordenador no volátil. En algunas realizaciones, el almacenamiento informático también puede ser memoria informática o viceversa.

Un “procesador” tal como se usa en el presente documento abarca un componente electrónico que puede ejecutar un programa o instrucción ejecutable por máquina o código ejecutable por ordenador. Debe interpretarse que las referencias al dispositivo informático que comprende “un procesador” contienen posiblemente más de un procesador o núcleo de procesamiento. El procesador puede ser, por ejemplo, un procesador multinúcleo. Un procesador también puede hacer referencia a una colección de procesadores dentro de un único sistema informático o distribuidos entre múltiples sistemas informáticos. También debe interpretarse que el término dispositivo informático hace posiblemente referencia a una colección o red de dispositivos informáticos que comprenden cada uno un procesador o procesadores. El código ejecutable por ordenador puede ejecutarse por múltiples procesadores que pueden estar dentro del mismo dispositivo informático o que pueden incluso estar distribuidos a través de múltiples dispositivos informáticos.

El código ejecutable por ordenador puede comprender instrucciones ejecutables por máquina o un programa que hace que un procesador realice un aspecto de la presente invención. El código ejecutable por ordenador para llevar a cabo operaciones para aspectos de la presente invención puede escribirse en cualquier combinación de uno o más lenguajes de programación, incluyendo un lenguaje de programación orientado a objetos tal como Java, Smalltalk, C++ o similares, y lenguajes de programación procedurales convencionales, tales como el lenguaje de programación “C” o lenguajes de programación similares, y compilarse para dar instrucciones ejecutables por máquina. En algunos casos el código ejecutable por ordenador puede estar en forma de un lenguaje de alto nivel o en una forma precompilada y puede usarse junto con un intérprete que genera las instrucciones ejecutables por máquina sobre la marcha.

El código ejecutable por ordenador puede ejecutarse totalmente en el ordenador del usuario, parcialmente en el ordenador del usuario, como paquete de software independiente, parcialmente en el ordenador del usuario y parcialmente en un ordenador remoto, o totalmente en el ordenador remoto o servidor. En esta última situación, el ordenador remoto puede estar conectado al ordenador del usuario a través de cualquier tipo de red, incluyendo una red de área local (LAN) o una red de área amplia (WAN), o la conexión puede realizarse con un ordenador externo (por ejemplo, por medio de Internet usando un proveedor de servicios de Internet).

Los aspectos de la presente invención se describen con referencia a diagramas de flujo y/o diagramas de bloques de métodos, aparato (sistemas) y productos de programa informático según realizaciones de la invención. Se entenderá que cada bloque o una parte de los bloques del diagrama de flujo y/o diagramas de bloques, puede implementarse mediante instrucciones de programa informático en forma de código ejecutable por ordenador cuando sea aplicable. Se entiende además que, cuando no sean mutuamente excluyentes, pueden combinarse bloques en diferentes diagramas de flujo, ilustraciones y/o diagramas de bloques. Estas instrucciones de programa informático pueden proporcionarse a un procesador de un ordenador de uso general, ordenador de uso especial u otro aparato de procesamiento de datos programable para producir una máquina, de tal manera que las instrucciones, que se ejecutan a través del procesador del ordenador u otro aparato de procesamiento de datos programable, crean medios para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o los bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

Estas instrucciones de programa informático también pueden almacenarse en un medio legible por ordenador que puede gobernar un ordenador, otro aparato de procesamiento de datos programable u otros dispositivos para funcionar de una manera particular, de tal manera que las instrucciones almacenadas en el medio legible por ordenador producen un artículo de fabricación que incluye instrucciones que implementan la función/acción

especificada en el bloque o los bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

Las instrucciones de programa informático también pueden cargarse en un ordenador, otro aparato de procesamiento de datos programable u otros dispositivos para hacer que se realice una serie de etapas de funcionamiento en el ordenador, otro aparato programable u otros dispositivos dando como resultado un procedimiento implementado por ordenador de tal manera que las instrucciones que se ejecutan en el ordenador u otro aparato programable proporcionan procedimientos para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o los bloques del diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

Una "interfaz de usuario" tal como se usa en el presente documento es una interfaz que permite a un usuario u operario interactuar con un ordenador o sistema informático. Una "interfaz de usuario" también puede denominarse "dispositivo de interfaz humana". Una interfaz de usuario puede proporcionar información o datos al operario y/o recibir información o datos del operario. Una interfaz de usuario puede hacer posible que la información de un operario se reciba por el ordenador o puede proporcionar información al usuario desde el ordenador. Dicho de otro modo, la interfaz de usuario puede permitirle a un operario controlar o manipular un ordenador y la interfaz puede permitir al ordenador indicar los efectos del control o la manipulación del operario. La presentación de datos o información en un dispositivo de visualización o una interfaz gráfica de usuario es un ejemplo de proporcionar información a un operario. La recepción de datos a través de un teclado, ratón, bola rastreadora, panel táctil, dispositivo señalador, tableta gráfica, palanca de mando, mando para videojuegos, cámara web, auriculares, palancas de cambios, volante, pedales, guante con cables, plataforma de baile, control remoto y acelerómetro son todos ellos ejemplos de componentes de interfaz de usuario que hacen posible la recepción de información o datos desde un operario.

Una "interfaz de hardware" tal como se usa en el presente documento abarca una interfaz que permite al procesador de un sistema informático interactuar con y/o controlar un aparato y/o dispositivo informático externo. Una interfaz de hardware puede permitir a un procesador enviar señales de control o instrucciones a un aparato y/o dispositivo informático externo. Una interfaz de hardware también puede permitir a un procesador intercambiar datos con un aparato y/o dispositivo informático externo. Los ejemplos de una interfaz de hardware incluyen, pero no se limitan a: un bus serie universal, puerto IEEE 1394, puerto paralelo, puerto IEEE 1284, puerto serie, puerto RS-232, puerto IEEE-488, conexión por Bluetooth, conexión por red de área local inalámbrica, conexión TCP/IP, conexión por Ethernet, interfaz de control de tensión, interfaz MIDI, interfaz de entradas analógicas, e interfaz de entradas digitales.

Un "elemento de presentación" o "dispositivo de visualización" tal como se usa en el presente documento abarca un dispositivo de salida o una interfaz de usuario adaptada para presentar imágenes o datos. Un dispositivo de visualización puede emitir datos visuales, de audio y/o táctiles. Los ejemplos de un dispositivo de visualización incluyen, pero no se limitan a: un monitor de ordenador, una pantalla de televisión, una pantalla táctil, dispositivo de visualización electrónico táctil, pantalla de Braille, tubo de rayos catódicos (CRT), tubo de memoria, dispositivo de visualización biestable, papel electrónico, dispositivo de visualización de vectores, pantalla de panel plano, dispositivo de visualización fluorescente de vacío (VF), pantallas de diodos emisores de luz (LED), dispositivo pantalla electroluminiscente (ELD), paneles de visualización de plasma (PDP), pantalla de cristal líquido (LCD), pantallas de diodos emisores de luz orgánicos (OLED), un proyector y dispositivo de visualización en forma de visor.

Los datos de imágenes médicas se definen en el presente documento como datos bi o tridimensionales que se han adquirido usando un escáner de obtención de imágenes médicas. Un escáner de obtención de imágenes médicas se define en el presente documento como un aparato adaptado para adquirir información sobre la estructura física de un paciente y construir conjuntos de datos de imágenes médicas bidimensionales o tridimensionales. Pueden usarse datos de imágenes médicas para construir visualizaciones que son útiles para el diagnóstico por parte de un médico. Esta visualización puede realizarse usando un ordenador.

Los datos de resonancia magnética (MR) se definen en el presente documento como que son las medidas registradas de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración de obtención de imágenes por resonancia magnética. Los datos de resonancia magnética son un ejemplo de datos de imágenes médicas. Una imagen por obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI) se define en el presente documento como que es la visualización reconstruida bi o tridimensional de datos anatómicos contenidos dentro de los datos de obtención de imágenes por resonancia magnética. Esta visualización puede realizarse usando un ordenador.

Los datos de resonancia magnética pueden comprender las medidas de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración de obtención de imágenes por resonancia magnética, que contienen información que puede usarse para termometría de resonancia magnética. La termometría de resonancia magnética funciona midiendo cambios en parámetros sensibles a la temperatura. Ejemplos de parámetros que pueden medirse durante la termometría de resonancia magnética son: el cambio de frecuencia de resonancia de protón, el coeficiente de difusión, o cambios en el tiempo de relajación T1 y/o T2 que pueden usarse para medir la temperatura usando resonancia magnética. El cambio de frecuencia de resonancia de protón depende de la temperatura, porque el campo magnético que experimentan protones

individuales, átomos de hidrógeno, depende de la estructura molecular circundante. Un aumento de la temperatura disminuye la exploración molecular debido a que la temperatura afecta a los enlaces de hidrógeno. Esto conduce a una dependencia de la temperatura de la frecuencia de resonancia de protón.

5 La densidad de protones depende de manera lineal de la magnetización en equilibrio. Por tanto, es posible determinar cambios de temperatura usando imágenes ponderadas por densidad de protones.

10 Los tiempos de relajación T1, T2 y T2-asterisco (algunas veces escrito como T2*) también dependen de la temperatura. Por tanto, la reconstrucción de imágenes ponderadas por T1, T2 y T2-asterisco puede usarse para construir mapas térmicos o de temperatura.

15 La temperatura también afecta al movimiento browniano de las moléculas en una disolución acuosa. Por tanto, pueden usarse secuencias de pulsos que pueden medir coeficientes de difusión tales como un eco de espín de gradiente de difusión pulsado para medir la temperatura.

20 Uno de los métodos más útiles de medir la temperatura usando resonancia magnética es midiendo el cambio de frecuencia de resonancia de protón (PRF) de protones de agua. La frecuencia de resonancia de los protones depende de la temperatura. A medida que cambia la temperatura en un vóxel, el cambio de frecuencia hará que cambie la fase medida de los protones de agua. Por tanto, puede determinarse el cambio de temperatura entre dos imágenes de fase. Este método de determinación de temperatura tiene la ventaja de que es relativamente rápido en comparación con los demás métodos. El método de PRF se comenta en más detalle que otros métodos en el presente documento. Sin embargo, los métodos y las técnicas comentados en el presente documento también son aplicables a los otros métodos de realización de termometría con obtención de imágenes por resonancia magnética.

25 Los datos de resonancia magnética espectroscópicos se definen en el presente documento como que son las medidas registradas de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración de obtención de imágenes por resonancia magnética que contienen información que es descriptiva de múltiples picos de resonancia.

30 Los datos de resonancia magnética espectroscópicos pueden usarse, por ejemplo, para realizar un método de mapeo de temperatura basado en obtención de imágenes por espectroscopía de protón (PS) que puede producir mapas de temperatura a escala absoluta. Este mapa de temperatura a escala absoluta puede usarse por tanto para realizar una calibración de temperatura. Este método se basa en los principios físicos de la dependencia de la temperatura del cambio de resonancia de protón de agua como método de frecuencia de resonancia de protón, pero el método de adquisición es diferente: el cambio de frecuencia se calcula a partir de los espectros de resonancia magnética. El cambio se calcula a partir de la diferencia de posición del agua y un pico de resonancia de referencia. Por ejemplo, pueden usarse protones en lípidos como referencia, ya que se sabe que su frecuencia de resonancia es casi independiente de la temperatura, mientras que el pico de protón de agua depende linealmente de la temperatura. Esto puede realizarse en los vóxeles en los que están presentes ambos tipos de tejido. Si no existen agua y lípidos en el mismo vóxel, puede intentarse usar algún otro tipo de tejido distinto de lípidos como referencia. Si no resulta satisfactorio, puede haber algunos vóxeles en los que los picos de referencia, y por tanto los datos de temperatura, no están disponibles. Puede usarse interpolación y/o filtrado de temperatura como ayuda en estas situaciones, dado que normalmente no se espera que la temperatura corporal cambie rápidamente de manera espacial, siendo una excepción evidente el aumento de temperatura altamente localizado normalmente provocado por terapia térmica. El uso de picos de referencia hace que el método sea relativamente independiente de desplazamientos de campo o movimiento entre exploraciones. Dado que la exploración requiere un tiempo de al menos del orden de un minuto con los métodos actuales, el método de PS es susceptible a un movimiento dentro de la exploración o un cambio de temperatura durante la exploración. En un caso en el que la temperatura es constante o la variación de temperatura es pequeña tanto en el tiempo como en el espacio, el método puede producir información útil. Por ejemplo, con los ultrasonidos enfocados de alta intensidad guiados por resonancia magnética (MR-HIFU), puede usarse el método de PS para proporcionar la distribución de temperatura corporal real antes de comenzar los MR-HIFU u otro tratamiento de temperatura en contraposición a usar una temperatura inicial espacialmente homogénea tomada como la temperatura corporal central medida con una sonda de termómetro. Alternativamente, el método de PS puede usarse como comprobación de validez para la temperatura acumulativa entre tratamientos térmicos. Este método también puede usarse como calibración en puntos de tiempo dados durante la hipertermia, con el fin de reducir/eliminar efectos de fase debidos, por ejemplo, a movimiento o deriva de campo principal que se acumulan durante la termometría por PRF.

60 Una "ventana de ultrasonidos" tal como se usa en el presente documento abarca una ventana que es eficazmente transparente frente a energía u ondas de ultrasonidos. Normalmente se usa una membrana o película delgada como ventana de ultrasonidos. La ventana de ultrasonidos puede fabricarse, por ejemplo, de una membrana delgada de BoPET (poli(tereftalato de etileno) biaxialmente orientado).

65 En un aspecto la invención proporciona un instrumento médico que comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética puede hacerse funcionar para adquirir datos de resonancia magnética de un sujeto dentro de una zona de obtención de

imágenes. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para dirigir ultrasonidos a lo largo de un eje de haz para sonicar una zona objetivo. La zona objetivo está dentro de la zona de obtención de imágenes. El instrumento médico comprende además un procesador para controlar el instrumento médico. El instrumento médico comprende además una memoria para almacenar instrucciones legibles por máquina. La ejecución de las instrucciones legibles por máquina hace que el procesador controle el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética usando una secuencia de pulsos. Una secuencia de pulsos tal como se usa en el presente documento es un conjunto de órdenes o controles que controlan secuencialmente el funcionamiento del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para la adquisición de datos de resonancia magnética. La secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. Se entiende, tal como se usa en el presente documento, que una secuencia de pulsos también puede hacer referencia a una combinación o intercalación de diversas secuencias de pulsos. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de excitación. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende además un frente de onda o pulso de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar de manera selectiva una región de interés.

Un frente de onda o pulso de gradiente multidimensional tal como se usa en el presente documento abarca un frente de onda o pulso de gradiente que comprende al menos dos componentes espaciales que varían con el tiempo en direcciones perpendiculares. El espacio k de transmisión se atraviesa por consiguiente en al menos dos dimensiones cuando se aplica el pulso de excitación por radiofrecuencia junto con el frente de onda de gradiente multidimensional. Una trayectoria de espacio k de transmisión circular puede conseguirse, por ejemplo, mediante frentes de onda de gradiente sinusoidal aplicados en las direcciones x e y. La trayectoria de espacio k de transmisión multidimensional hace que la región de interés excitada se restrinja en más de una dirección. Las componentes espaciales del gradiente multidimensional no necesitan aplicarse simultáneamente en el tiempo aunque con frecuencia es así, sino que pueden aplicarse sucesivamente. El pulso de excitación por radiofrecuencia puede ser un tren de pulsos que comprende varios pulsos de excitación por radiofrecuencia ligeramente separados en el tiempo aplicándose una energía de radiofrecuencia nula entre los mismos. En muchas aplicaciones los diversos pulsos de excitación por radiofrecuencia están separados por 5 ms o menos en el tiempo.

La región de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo usando el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya una imagen por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética. Esta realización puede ser beneficiosa porque el pulso de gradiente multidimensional limita el tamaño de la región de interés. El tamaño reducido de la región de interés puede reducir en gran medida el tiempo necesario para construir una imagen por fuerza de radiación. Esto puede permitir el control en tiempo real del instrumento médico usando la imagen por fuerza de radiación.

Las realizaciones de la invención pueden acelerar la MR-ARFI de tal manera que la técnica puede hacerse útil para varias cuestiones, todas ellas relacionadas principalmente con la estimación directa de campo de presión *in vivo*. Esta estimación es útil, por ejemplo, en la optimización de la precisión y eficiencia de calentamiento maximizando la presión de salida en la ubicación deseada para cualquier potencia de salida establecida del transductor (alterando las fases de accionamiento de los elementos transductores) y también para verificar la posición de punto focal, todo ello sin provocar calentamiento o daño notable alguno en el propio tejido. Además, también puede usarse la MR-ARFI para monitorizar la incidencia de cavitación y faltas de linealidad dado que entonces la absorción local cambia de manera repentina cambiando así la fuerza de radiación ejercida local. Finalmente, también puede usarse la monitorización de la presión para inserción de genes y administración de fármacos. Todas estas aplicaciones se conocen, pero hasta ahora se ha prestado poca atención a la optimización de las técnicas de MR. Aunque el uso de la MR-ARFI para fines de toma de prueba no es crítico en cuanto al tiempo, el uso de la MR-ARFI para la mayoría de los demás propósitos sí lo es. Además, se entiende que normalmente sólo interesan las alteraciones en la presión estimada cuando varía algún parámetro, no tanto los mapas exactos de desplazamiento de alta resolución, lo que permite el uso de lecturas de 1D y obtención de imágenes de FOV reducida entre otra técnicas para acelerar la adquisición.

En algunas realizaciones el volumen predeterminado es mucho menor que la zona de obtención de imágenes. En algunas realizaciones el volumen predeterminado es 1/10 del volumen de la zona de obtención de imágenes. En otras realizaciones el volumen predeterminado es 1/100 del volumen de la zona de obtención de imágenes.

En algunas realizaciones la codificación espacial realizada durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica se realiza durante el desplazamiento del tejido por el haz de sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad, tras terminar el pulso del sistema de ultrasonidos entonces se relaja el tejido volviendo a su sitio antes de leer los datos.

El uso de pulsos de gradiente multidimensional para la selección de una región de interés tridimensional se ha

detallado, por ejemplo, en el artículo de Schneider *et al.* (2012), Inner-volume imaging *in vivo* using three-dimensional parallel spatially selective excitation. Magn. Reson. Med. doi: 10.1002/mrm.24381. En este artículo, la excitación espacialmente selectiva en más de una dimensión se logra haciendo actuar frentes de onda de gradiente en múltiples direcciones espaciales simultáneamente a la excitación por RF. En el mismo se detallan dos trayectorias de espacio k de transmisión tridimensional diferentes: una es una trayectoria de espacio k de pila de espirales y la otra es una trayectoria de espacio k de envolvente esférica concéntrica. La trayectoria de pila de espirales comprende componentes de gradiente en x e y que son sinusoidales y las espirales del plano xy del espacio k resultantes están separadas por gradientes de indicación visual en la dirección z. La trayectoria de envolvente esférica concéntrica se logra codificando espirales a lo largo de la superficie de envolventes esféricas con radio variable. En la trayectoria de envolvente concéntrica, las componentes de gradiente x e y son igualmente sinusoidales, aunque con un radio que depende de la componente z. El gradiente z tiene a su vez una amplitud constante durante la codificación de cada envolvente, cambiando luego la amplitud para codificar la siguiente envolvente. En este estudio se usaron técnicas de transmisión paralela para realizar un inframuestreo del espacio k de transmisión, acortando así la duración de excitación total.

El pulso de gradiente multidimensional es un pulso de gradiente bidimensional para excitar la región de interés de tal manera que la región de interés tiene una sección transversal bidimensional. Esto puede lograrse, por ejemplo, haciendo actuar un frente de onda de gradiente sinusoidal con amplitud linealmente creciente o decreciente durante la excitación en dos direcciones espaciales. La trayectoria de espacio k de transmisión resultante es entonces una espiral bidimensional de avance hacia dentro o hacia fuera dependiendo de si la amplitud de gradiente era decreciente o creciente, respectivamente. Una trayectoria de espacio k de transmisión espiral acoplada con un pulso de RF dará como resultado un volumen de excitación cilíndrico denominado de haz concentrado con una sección transversal circular. Hacer actuar diferentes frentes de onda de gradiente en las dos direcciones espaciales dará como resultado diferentes excitaciones en volumen. La sección transversal bidimensional tiene una simetría de rotación con respecto a un eje de región de interés. El eje de región de interés y el eje de haz de HIFU pueden ser coaxiales. Esencialmente los gradientes multidimensionales se usan para controlar la forma de la región de interés. En algunas realizaciones la sección transversal bidimensional es perpendicular al eje de la región de interés. La simetría de rotación puede tener diferentes formas. Para algunos casos la rotación puede ser una rotación en un ángulo específico, por ejemplo si cualquier ángulo tiene la misma simetría entonces la sección transversal es circular. La sección transversal también puede tener una forma rectangular, triangular o poligonal u otra forma que es idéntica cuando se hace rotar en un número específico de grados. Esto excluye evidentemente el caso en el que la sección transversal bidimensional se hace rotar 360 grados.

En otra realización el volumen excitado bidimensional tiene una cualquiera de las siguientes: una sección transversal circular, una sección transversal elíptica, una sección transversal rectangular y una sección transversal poligonal.

En otra realización la secuencia de pulsos de obtención de imágenes comprende además un pulso de gradiente de lectura unidimensional alineado con el eje de haz. Esto es particularmente beneficioso cuando se usa un volumen de excitación bidimensional tal como se expuso anteriormente. En este caso, la dirección espacial de los gradientes bidimensionales puede ventajosamente elegirse perpendicular al eje de haz de HIFU, lo cual dará como resultado un volumen de excitación que está espacialmente limitado en las dimensiones perpendiculares al eje de haz de HIFU. Aplicar un gradiente de lectura unidimensional a lo largo del eje de haz de HIFU provocará entonces que toda la magnetización excitada en cada ubicación en perpendicular al eje de haz se visualice como proyectada sobre el eje de haz. Si la región de interés que se excita mediante la excitación multidimensional se hace lo suficientemente pequeña alrededor del eje de haz, entonces esta lectura unidimensional proyectada puede usarse para obtener un valor preciso para el desplazamiento del tejido provocado por el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Esto puede tener la ventaja de acelerar adicionalmente la adquisición de los datos.

En otra realización el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética comprende una bobina de transmisión multielemento. La secuencia de pulsos puede hacerse funcionar para hacer que el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética acorte la duración requerida para restringir la región de interés a un volumen predeterminado usando la bobina de transmisión multielemento. Esta realización puede tener la ventaja de reducir adicionalmente el tiempo necesario para limitar el tamaño de la región de interés. De manera similar, la reducción en tiempo puede usarse para un perfil de excitación espacial mejorado. La bobina de transmisión múltiple permite realizar un inframuestreo del espacio k de excitación de una manera muy similar a la que una matriz de bobinas de recepción permite una SENSE o inframuestreo del espacio k de recepción para acortar la adquisición al requerir menos codificaciones de fase.

En otra realización la secuencia de pulsos es una secuencia de pulsos SENSE o una secuencia de pulsos GRAPPA.

En otra realización el instrumento médico usa un gradiente de codificación de movimiento que es un pulso de gradiente bipolar. En esta realización la sonicación puede realizarse dos veces y la polaridad del gradiente de codificación de movimiento se invierte. Esto es similar a la técnica usada en la obtención de imágenes eco-planares para reducir el efecto de faltas de homogeneidad de campo magnético. Después pueden restarse las imágenes de dos fases para eliminar la fase de fondo, al tiempo que se obtiene simultáneamente una imagen de fase con un promedio de dos muestras que sólo contiene el desplazamiento de ARFI. Esto es beneficioso en comparación con el

enfoque de adquirir una imagen de ARFI independiente sin HIFU para eliminar la fase de fondo, ya que se calcula el promedio ($N=2$) de la imagen de ARFI codificada por desplazamiento y se obtiene una SNR mejorada resultante sin tiempo de exploración adicional.

5 En otra realización la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador realice uno cualquiera de los siguientes usando la imagen por fuerza de radiación: detectar burbujas, detectar necrosis tisular, determinar desplazamiento tisular, ajustar posición objetivo, y combinaciones de los mismos.

10 En otra realización la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador optimice la señal de accionamiento para el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad usando la imagen por fuerza de radiación. Midiendo el desplazamiento provocado por el haz de ultrasonidos, puede optimizarse o ajustarse el nivel de ultrasonidos generado por el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad.

15 En otra realización el pulso de excitación es un pulso de excitación único. Lo que quiere decirse con esto es que el pulso de excitación y el de gradiente multidimensional se forman como un único grupo de acciones en un intervalo de tiempo particular. Esto es opuesto a otros pulsos de excitación que se dividen en dos partes, por ejemplo cuando se usan un pulso de 90 grados y uno de 180 grados.

20 En otra realización la secuencia de pulsos comprende además un pulso de gradiente de codificación de desplazamiento.

25 En otra realización la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo usando el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante al menos una parte del pulso de gradiente de codificación de desplazamiento.

30 En otra realización la secuencia de pulsos comprende además una secuencia de pulsos de supresión de volumen exterior para atenuar la señal de resonancia magnética fuera de la región de interés. Esto puede lograrse aplicando un pulso de radiofrecuencia durante la aplicación de gradientes unidimensionales o bidimensionales en una etapa de preparación con el fin de inclinar hacia abajo la magnetización en las regiones a suprimir. Esto va seguido entonces por gradientes de alteración para desfazar la magnetización inclinada hacia abajo. Pueden usarse trenes de pulsos que usan pulsos de inclinación hacia abajo e inclinación hacia atrás antes de los gradientes de alteración para crear volúmenes de supresión más complejos tales como un volumen de supresión cilíndrico con un centro no suprimido. Al aplicar un pulso de excitación unidimensional a lo largo del eje cilíndrico, el resultado será un volumen de interés excitado muy similar al de la excitación cilíndrica de haz concentrado multidimensional expuesta anteriormente. Esta realización puede ser beneficiosa porque puede reducir adicionalmente la señal procedente de fuera de una región de interés. Puede usarse, por ejemplo, una secuencia de preparación de magnetización que atenúa la señal fuera de la región de interés. Esto puede realizarse, por ejemplo, antes del pulso de excitación multidimensional. En una alternativa, lo que puede realizarse es que la región fuera de la región de interés se suprime completamente usando la secuencia de pulsos de supresión de volumen exterior. Luego puede usarse una excitación unidimensional para excitar la región de interés. Este método puede usarse para restringir la región que necesita muestrearse de la misma manera que la excitación multidimensional. La adquisición de pequeños volúmenes puede realizarse más rápidamente en esta realización, debido al menor volumen que se necesita muestrear.

45 En otra realización la secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas para adquirir datos de resonancia magnética térmica. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas se intercala con la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética térmica usando la secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya un mapa térmico usando los datos de resonancia magnética térmica. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador presente el mapa térmico y la imagen por fuerza de radiación en un dispositivo de visualización.

55 En otra realización el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco ajustable para controlar la ubicación de la zona objetivo. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reciba un plan de tratamiento que especifica una ubicación de la zona objetivo dentro del sujeto. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para controlar de manera repetida el foco ajustable al menos parcialmente según la imagen por fuerza de radiación y el plan de tratamiento en tiempo real. Esta realización puede tener la ventaja de que la imagen por fuerza de radiación se produce tan rápidamente que puede usarse en tiempo real. Usando esto junto con el plan de tratamiento puede someterse el sujeto a sonicación de manera más eficiente.

65 En otra realización la secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de imagen para adquirir datos de resonancia magnética de imagen. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador adquiera de manera repetida los datos de resonancia magnética de imagen. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya de manera repetida una imagen usando los datos de resonancia magnética de imagen. La

ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine de manera repetida la ubicación usando la imagen. El foco ajustable se controla y evidentemente al menos de manera parcial, usando la ubicación.

5 En otro aspecto la invención proporciona un producto de programa informático que comprende código ejecutable por máquina para su ejecución por un procesador que controla el instrumento médico. El instrumento médico comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos de resonancia magnética de un sujeto dentro de una zona de obtención de imágenes. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para dirigir ultrasonidos a lo largo de un eje de haz para sonicar una zona objetivo. La zona objetivo está dentro de la zona de obtención de imágenes. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética usando la secuencia de pulsos. La secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de excitación. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar de manera selectiva una región de interés. La región de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo usando el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya una imagen por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética.

También se da a conocer un método de hacer funcionar el instrumento médico. El instrumento médico comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos de resonancia magnética de un sujeto dentro de una zona de obtención de imágenes. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para dirigir ultrasonidos a lo largo de un eje de haz para sonicar una zona objetivo. La zona objetivo está dentro de la zona de obtención de imágenes. El método comprende la etapa de controlar el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética usando una secuencia de pulsos. La secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de excitación. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar de manera selectiva una región de interés. La región de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz. El método comprende además la etapa de controlar el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo usando el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. El método comprende además la etapa de reconstruir la imagen por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética.

Se entiende que pueden combinarse una o más de las realizaciones anteriormente mencionadas de la invención siempre que las realizaciones combinadas no sean mutuamente excluyentes.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirán realizaciones preferidas de la invención, únicamente a modo de ejemplo, y con referencia a los dibujos en los que:

- la figura 1 ilustra un método según una realización de la invención;
- la figura 2 ilustra un aparato médico según una realización de la invención;
- la figura 3 ilustra una parte ampliada de la figura 2;
- la figura 4 ilustra un aparato médico según una realización adicional de la invención;
- la figura 5 ilustra un ejemplo de una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica; y
- la figura 6 ilustra otro ejemplo de una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica.

Descripción detallada de las realizaciones

Los elementos con los mismos números en estas figuras o bien son elementos equivalentes o bien realizan la misma función. Los elementos que se comentaron anteriormente no se comentarán necesariamente en figuras posteriores

si la función es equivalente.

La figura 1 muestra un diagrama de flujo que ilustra un método según una realización de la invención. En primer lugar, en la etapa 100 se controla un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos de resonancia magnética usando una secuencia de pulsos. La secuencia de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de excitación. La secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar de manera selectiva la región de interés. La región de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz. A continuación, en la etapa 102 se controla un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. Finalmente, en la etapa 104 se reconstruye una imagen por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética. La imagen por fuerza de radiación puede incluir datos unidimensionales, por ejemplo en el caso de usar un gradiente de lectura unidimensional.

Las figuras 2 y 3 muestran un instrumento 200 médico según una realización de la invención. La figura 3 muestra una vista ampliada de una parte de la figura 2. El instrumento 200 médico comprende un sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética comprende un imán 204. El imán 204 es un imán superconductor de tipo cilíndrico con un hueco 206 a través de su centro. El imán tiene un criostato enfriado por helio líquido con bobinas superconductoras. También es posible usar imanes permanentes o resistivos. También es posible el uso de diferentes tipos de imanes, por ejemplo también es posible usar tanto un imán cilíndrico dividido como un imán denominado abierto. Un imán cilíndrico dividido es similar a un imán cilíndrico convencional, excepto que el criostato se ha dividido en dos secciones para permitir el acceso al isoplano del imán, tales imanes pueden usarse por ejemplo junto con una terapia de haces de partículas cargadas. Un imán abierto tiene dos secciones de imán, una encima de la otra, con un espacio entre las mismas que es lo suficientemente grande como para recibir a un sujeto: la disposición de las dos secciones es similar a la de una bobina de Helmholtz. Los imanes abiertos son populares porque el sujeto está menos confinado. Dentro del criostato del imán cilíndrico hay una colección de bobinas superconductoras. Dentro del hueco 206 del imán cilíndrico hay una zona 308 de obtención de imágenes en la que el campo magnético es lo suficientemente fuerte y uniforme como para realizar la obtención de imágenes por resonancia magnética.

Dentro del hueco 206 del imán también hay un conjunto de bobinas 210 de gradiente de campo magnético que se usan para la adquisición de datos de resonancia magnética para realizar la codificación espacial de espines magnéticos dentro de la zona 208 de obtención de imágenes del imán 204. Las bobinas de gradiente de campo magnético están conectadas a una fuente 212 de alimentación de bobina de gradiente de campo magnético. Se pretende que las bobinas 210 de gradiente de campo magnético sean representativas. Normalmente las bobinas de gradiente de campo magnético contienen tres conjuntos independientes de bobinas para realizar la codificación espacial en tres direcciones espaciales ortogonales. Una fuente 212 de alimentación de gradiente de campo magnético suministra corriente a las bobinas 210 de gradiente de campo magnético. La corriente suministrada a las bobinas de campo magnético se controla en función del tiempo y puede hacerse variar en rampa o de manera pulsada.

Adyacente a la zona 208 de obtención de imágenes hay una bobina 214 de radiofrecuencia para manipular las orientaciones de espines magnéticos dentro de la zona 208 de obtención de imágenes y para recibir transmisiones de radio a partir de espines también dentro de la zona de obtención de imágenes. La bobina de radiofrecuencia puede contener múltiples elementos de bobina. La bobina de radiofrecuencia también puede denominarse canal o antena. La bobina 214 de radiofrecuencia está conectada a un transceptor 216 de radiofrecuencia. La bobina 214 de radiofrecuencia y el transceptor 216 de radiofrecuencia pueden sustituirse por bobinas de transmisión y recepción independientes y un transmisor y receptor independientes. Se entiende que la bobina 214 de radiofrecuencia y el transceptor 216 de radiofrecuencia son representativos. Se pretende que la bobina 214 de radiofrecuencia también represente una antena de transmisión dedicada y una antena de recepción dedicada. Asimismo, el transceptor 216 también puede representar un transmisor y receptores independientes.

Se muestra un sujeto 218 en reposo sobre un soporte 220 de sujeto y ubicado parcialmente dentro de la zona 208 de obtención de imágenes. El instrumento 200 médico también comprende un sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad comprende una cámara 224 llena de fluido. Dentro de la cámara 224 llena de fluido hay un transductor 226 de ultrasonidos. Aunque no se muestra en esta figura, el transductor 226 de ultrasonidos puede comprender múltiples elementos transductores de ultrasonidos que pueden generar, cada uno, un haz de ultrasonidos individual. Esto puede usarse para dirigir la ubicación de un punto 238 de sonicación electrónicamente controlando la fase y/o amplitud de corriente eléctrica alterna suministrada a cada uno de los elementos transductores de ultrasonidos. El punto 238 representa el foco ajustable del instrumento 200 médico.

El transductor 226 de ultrasonidos está conectado a un mecanismo 228 que permite reposicionar mecánicamente el transductor 226 de ultrasonidos. El mecanismo 228 está conectado a un accionador 230 mecánico que está

adaptado para accionar el mecanismo 228. El accionador 230 mecánico también representa una fuente de alimentación para suministrar energía eléctrica al transductor 226 de ultrasonidos. En algunas realizaciones la fuente de alimentación puede controlar la fase y/o amplitud de energía eléctrica para elementos transductores de ultrasonidos individuales. En algunas realizaciones el accionador 230 mecánico/fuente de alimentación está ubicado fuera del hueco 206 del imán 204.

El transductor 226 de ultrasonidos genera ultrasonidos que se muestra que siguen la trayectoria 232. Los ultrasonidos 232 pasan a través de la cámara 228 llena de fluido y a través de una ventana 234 de ultrasonidos. En esta realización los ultrasonidos pasan entonces a través de una almohadilla 236 de gel. La almohadilla 236 de gel no está necesariamente presente en todas las realizaciones, pero en esta realización hay un rebaje en el soporte 220 de sujeto para recibir una almohadilla 236 de gel. La almohadilla 236 de gel ayuda a acoplar la energía de ultrasonidos entre el transductor 226 y el sujeto 218. Tras pasar a través de la almohadilla 236 de gel, los ultrasonidos 232 pasan a través del sujeto 218 y se enfocan en un punto 238 de sonicación o zona objetivo. La flecha 240 indica el eje de haz. Cuando se aplican ultrasonidos a la zona objetivo el sujeto experimentará una fuerza en la dirección de la flecha 240. La región 239 de interés se indica mediante el recuadro 239. Se muestra que abarca la zona 238 objetivo y una porción del eje 240 de haz.

El punto 238 de sonicación puede moverse mediante una combinación de posicionamiento mecánico del transductor 226 de ultrasonidos y direccionamiento electrónico de la posición del punto 238 de sonicación para tratar todo el volumen 240 objetivo.

Se muestra que la fuente 212 de alimentación de bobina de gradiente de campo magnético, el transceptor 216 y el accionador 230 mecánico/fuente de alimentación del sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad están conectados a una interfaz 244 de hardware del ordenador 242. El ordenador 242 comprende además un procesador 246, una interfaz 248 de usuario, almacenamiento 250 informático y memoria 252 informática. La interfaz 244 hardware permite al procesador 246 enviar y recibir órdenes y datos con el fin de controlar el funcionamiento del instrumento 200 médico. El procesador 246 está conectado además a la interfaz 248 de usuario, al almacenamiento 250 informático y a la memoria 252 informática.

Se muestra que el almacenamiento 250 informático contiene una secuencia 254 de pulsos. La secuencia 254 de pulsos comprende una secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica. La secuencia de pulsos también puede comprender otros tipos de secuencias de pulsos tales como una secuencia de pulsos de obtención de imágenes normales o una secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas. Se muestra que el almacenamiento 250 informático contiene además datos 256 de resonancia magnética que se adquirieron por el sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética usando la secuencia 254 de pulsos. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene una imagen 258 por fuerza de radiación que se reconstruyó a partir de los datos 256 de resonancia magnética.

Se muestra que la memoria 252 informática contiene un módulo 260 de control. El módulo 260 de control comprende código ejecutable por ordenador que permite al procesador 246 controlar la operación y el funcionamiento del sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética. Por ejemplo el módulo 260 de control puede usar la secuencia 254 de pulsos para controlar el sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos 256 de resonancia magnética. Se muestra que la memoria 252 informática contiene además un módulo 262 de reconstrucción de imágenes por fuerza de radiación. El módulo 262 de reconstrucción de imágenes por fuerza de radiación contiene código ejecutable por ordenador que permite al procesador 246 reconstruir la imagen 258 por fuerza de radiación usando los datos 256 de resonancia magnética. El módulo 262 de reconstrucción de imágenes por fuerza de radiación también puede usar datos referentes al funcionamiento y sincronismo del sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para reconstruir la imagen 258 por fuerza de radiación. Dado que la sonicación de la zona 238 objetivo está sincronizada con la adquisición de los datos 256 de resonancia magnética, es probable que en algunas realizaciones el sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad se regule usando la secuencia 254 de pulsos.

La figura 4 ilustra un instrumento 400 médico que es similar a los instrumentos médicos ilustrados en las figuras 2 y 3. En este caso hay cuatro bobinas 414, 414', 414" de radiofrecuencia. Se muestra que éstas están conectadas al transceptor 216. La combinación del transceptor 216 y las bobinas 414, 414', 414" de radiofrecuencia ilustra un sistema de radiofrecuencia conectado a una bobina de transmisión multielemento. Esto puede usarse para acortar la duración de pulso de excitación o mejorar el perfil de excitación espacial de la región de interés.

Se muestra que el almacenamiento 250 informático contiene la secuencia 454 de pulsos de obtención de imágenes térmicas. La secuencia 454 de pulsos de obtención de imágenes térmicas puede intercalarse en la secuencia 254 de pulsos. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene los datos 456 de resonancia magnética térmica que se adquirieron usando la secuencia 454 de pulsos de obtención de imágenes térmicas. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene un mapa 258 térmico que se reconstruyó a partir de los datos 456 de resonancia magnética térmica. Se muestra además que el almacenamiento informático contiene un plan 460 de tratamiento que especifica la ubicación de la zona 238 objetivo. El módulo 260 de control puede permitir al procesador 246 controlar la operación y el funcionamiento del instrumento 400 médico usando el plan 460 de

tratamiento.

5 Se muestra que la memoria 252 informática contiene un módulo 470 de reconstrucción de mapa térmico. El módulo 470 de reconstrucción de mapa térmico permite al procesador 246 reconstruir el mapa 458 térmico a partir de los datos 456 de resonancia magnética térmica. Se muestra además que la memoria 252 informática contiene un módulo 472 de modificación de plan de tratamiento. El módulo 472 de modificación de plan de tratamiento permite al procesador 246 modificar el plan 460 de tratamiento usando al menos la imagen 258 por fuerza de radiación.

10 La figura 5 ilustra una secuencia 500 de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica según una realización de la invención. En la figura 5 se muestran varias líneas de sincronismo. La primera línea de sincronismo es 502 que muestra la línea de sincronismo de radiofrecuencia. Las dos líneas marcadas 504 son la líneas de sincronismo de gradiente de selección de línea. La línea 506 es la línea de sincronismo para los gradientes de lectura. La línea 508 muestra una línea de sincronismo de gradiente de codificación. La línea 510 muestra una línea de sincronismo para la conmutación del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. En muchos casos, las diversas acciones realizadas en las líneas marcadas 504, 506 y 508 se realizarán de hecho por las mismas bobinas de gradiente en diferentes periodos de tiempo. Puede observarse en el diagrama de sincronismo que en primer lugar hay un pulso 512 de excitación por radiofrecuencia que está indicado en la línea 502. La forma de recuadro indica una forma no especificada para el pulso de radiofrecuencia. Al mismo tiempo, en las líneas marcadas 504 se realiza un gradiente 514 multidimensional. También se representa, mediante las formas de recuadro, que las formas de los gradientes no están especificadas. Tras finalizar la excitación 512 por radiofrecuencia, se conecta el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Esto se indica mediante el pulso 520 de activación de ultrasonidos en la línea 510. Durante al menos una parte del tiempo 520 en el que los ultrasonidos están activados se realiza un pulso 522 de gradiente de codificación espacial. Esto se indica en la línea 508. Tras haberse desconectado los ultrasonidos enfocados de alta intensidad se realiza un pulso 516 de gradiente de lectura

30 La figura 6 ilustra una secuencia 600 de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica alternativa. La secuencia 600 de pulsos es similar a la secuencia 500 de pulsos mostrada en la figura 5. Además, se ha añadido un conjunto adicional de pulso de radiofrecuencia y pulsos 602 de gradiente para realizar una supresión de volumen opcional usando la técnica de supresión de volumen exterior tal como se detalla en Wilm *et al.* Magnetic Resonance in Medicine 57: 625-630 (2007). También se muestran pulsos 604 y 606 de gradiente opcionales. El pulso 604 de gradiente es un gradiente de codificación de fase opcional que se necesitará si se generan imágenes de MR-ARFI bi o tridimensionales. Es importante tener en cuenta que las imágenes de MR-ARFI pueden ser datos unidimensionales, en cuyo caso el pulso 604 de gradiente no es necesario. El pulso 606 de gradiente es un pulso de gradiente de reenfoque opcional que se necesita si se leen más de un ecos para cada excitación tal como se hace en las lecturas de tipo EPI y TSE. El pulso 606 de gradiente también puede usarse como gradiente de alteración de desfase para reducir el riesgo de que se produzcan ecos parásitos.

40 La MR-ARFI es la combinación de adquisición por MR con un campo de presión mecánica para medir el desplazamiento tisular *in vivo* debido a la fuerza ejercida por el campo de presión mecánica. En el contexto de esta ID, se pondrá el foco en la MR-ARFI para la evaluación de diferentes características relacionadas con ultrasonidos enfocados de alta intensidad.

45 Activando la adquisición por MR al inicio de un pulso de HIFU (varios milisegundos continuos de duración), y codificando el desplazamiento mediante, por ejemplo, gradientes bipolares, entonces puede obtenerse un mapa de desplazamiento que proporciona una medida de la fuerza de radiación acústica que a su vez se correlaciona con el campo de presión local aplicado.

50 Sin embargo, dado que los HIFU requeridos para la ARFI sólo se aplican en ráfagas cortas de decenas de ms con un ciclo de trabajo inferior al 30%, en lugar de continuamente a lo largo de decenas de segundos como el calentamiento. Además, las potencias acústicas requeridas son bastante bajas para ARFI, pero sí que afectan a la SNR de los mapas de desplazamiento dando estimaciones de desplazamiento con ruido si la potencia es demasiado baja.

55 La MR-ARFI puede usarse, por ejemplo, para obtener una estimación de la ubicación de punto focal sin provocar ningún calentamiento o daño al tejido. Esto puede ser útil en sí mismo en tejidos acústicamente heterogéneos o pequeñas estructuras en las que la precisión de la ubicación de calentamiento es fundamental.

60 Otra aplicación que también puede ser particularmente útil en entornos acústicamente complejos, tales como sonicar entre las costillas, y apuntar al hígado, es maximizar el desplazamiento en el enfoque maximizando así el campo de presión para una potencia aplicada dada. Esto puede realizarse alterando la fase de elementos individuales o agrupaciones de elementos de uno en uno hasta que se maximiza la resonancia de fase en el punto focal. Además, puede incorporarse la desconexión de elementos que no contribuyen en absoluto a la presión de punto focal, suponiendo que entonces sólo se absorben en las costillas y durante la ablación contribuirán al calentamiento solo de las costillas. Si el calentamiento de costillas es excesivo, entonces puede producirse un daño en nervios y piel.

65

Aún otro uso posible es la monitorización de cambios en la estructura tisular durante la sonicación. Esto puede usarse, por ejemplo, para monitorizar el comienzo de la cavitación que podría provocar un aumento de la reflexión/absorción locales. Además, para intensidades acústicas superiores la energía se transfiere a armónicos superiores que a su vez provocan una absorción más eficiente cerca del foco. Esto puede ser altamente deseable, y la ARFI puede usarse posiblemente para monitorizar el comienzo y alcance de estas faltas de linealidad debidas a la fuerza de radiación y absorción aumentadas que producen. Esto aumentará a su vez la fuerza de radiación que puede monitorizarse fácilmente mediante MR-ARFI. Esta monitorización mediante ARFI debe realizarse de manera intermitente mediante termometría cuando se usa monitorización de cavitación durante la ablación por HIFU.

Otra aplicación identificada es la monitorización de expresión génica o administración de fármaco inducidas por presión.

Sin embargo, todas estas aplicaciones se beneficiarán en gran medida de MR-ARFI rápida, particularmente aquellas aplicaciones en las que la ARFI debe realizarse de manera intermitente para termometría u otra monitorización o en las que se necesita una gran cantidad de repeticiones de ARFI como es el caso para la optimización de señal de accionamiento. Esta invención comenta métodos con los que puede acelerarse la MR-ARFI hasta duraciones de obtención de imágenes clínicamente aceptables.

Convencionalmente, la MR-ARFI usa obtención de imágenes en 2D o en algunos casos también se ha notificado el uso de perfiles de 1D apilados que se combinan para dar una imagen en 2D. Esencialmente se producen imágenes en 2D.

Para algunas de las aplicaciones más interesantes de la MR-ARFI tales como reenfoque adaptativo, monitorización de campo de presión, monitorización de cavitación/falta de linealidad, la MR-ARFI debe ser preferiblemente muy rápida. Esto no preocupa tanto en tomas de prueba en las que es bastante aceptable obtener una imagen en cuestión de algunos segundos.

Sin embargo, para el reenfoque adaptativo esta exploración debe repetirse al menos 3 veces la cantidad de elementos en el transductor cuya señal de accionamiento tiene que modificarse. Se necesitan 3 repeticiones a diferentes fases de accionamiento para cada elemento con el fin de obtener una comprensión adecuada del comportamiento de fuerza de radiación frente a comportamiento de fase de ese canal. Preferiblemente deben realizarse dos imágenes de cada fase de accionamiento para cada canal con el fin de eliminar el ruido de fase de MR de fondo. Si se obtiene una imagen por fuerza de radiación en 2 s, lo cual sería aceptable para fines de toma de prueba, las repeticiones necesarias para reenfoque adaptativo provocan rápidamente que el tiempo de exploración llegue a ser del orden de una hora. Evidentemente esto es demasiado largo como para ser clínicamente útil.

Sin embargo, dado que se tiene interés en maximizar la fuerza de radiación, no es imprescindible realizar una imagen en 2D del campo de desplazamiento tras haber determinado que la ubicación del foco es correcta en una imagen.

En una realización, un pulso de excitación cilíndrico en 2D va seguido por un pulso de lectura de gradiente en 1D. La dirección de la excitación de haz concentrado cilíndrico debe ser igual que el pulso de lectura en 1D y debe coincidir con el eje de haz del campo de HIFU. La señal de fase de MR en cada vóxel de ese perfil en 1D debe representar entonces la fuerza de radiación promedio perpendicular al eje de haz que estaba dentro del volumen excitado por el pulso de RF en 2D. Con el fin de que el promediar no uniformice la señal demasiado, el diámetro del haz concentrado debe mantenerse lo más pequeño posible y coincidir con el eje de haz de los HIFU. En 30 ms puede obtenerse una excitación de este tipo de un diámetro razonable (~5 mm) más la lectura. Esto permitirá realizar el reenfoque adaptativo de un transductor de 256 elementos en menos de un minuto ($3 \times 2 \times 256 \times 30 \text{ ms} = 46 \text{ s}$). Sin embargo, promediar puede ser necesario para obtener estimaciones suficientemente fiables de la fuerza de radiación. Aunque esto duplicará al menos el tiempo de obtención de imágenes, no obstante el tiempo de exploración sigue siendo factible.

En otra realización, puede usarse una técnica de transmisión múltiple para disminuir el tiempo necesario para la codificación multidimensional del espacio k de excitación permitiendo el inframuestreo o usando esto para una cobertura de espacio k de excitación mejorada, de una manera muy análoga a la codificación de sensibilidad de recepción tradicional (SENSE).

En otra realización, la región de interés restringida que se excita mediante la excitación multidimensional se reconstruye como una imagen en 2D. El campo de visión restringido excitado hará entonces que se requieran menos etapas de codificación de fase reduciendo así la duración de exploración de cualquier técnica de obtención de imágenes en 2D convencional para la ARFI. Esto puede combinarse con técnicas de aceleración de lectura tales como SENSE o como adquisición parcialmente paralela de autocalibración generalizada (GRAPPA) para reducir adicionalmente la cantidad de etapas de codificación de fase necesarias. Usar un eco de campo rápido para la secuencia de obtención de imágenes en combinación, por ejemplo, con una lectura de obtención de imágenes ecoplanar (EPI) segmentada, permitirá entonces una rápida adquisición en del orden de 100-200 ms por imagen. Además pueden combinarse técnicas de reconstrucción basadas en herencia de datos o muestreo disperso con las

exploraciones de obtención de imágenes convencionales ya que hay muy poco cambio de una imagen a la siguiente y muchos de los datos pueden heredarse. Pueden usarse técnicas tales como reconstrucción restringida de relación de imagen y GRAPPA k-t por nombrar unas pocas.

5 Como se ha dicho estas técnicas pueden aplicarse también para la monitorización de cavitación y faltas de linealidad así como monitorización de campo de presión, no sólo para calibración de fase de accionamiento.

10 En muchas aplicaciones de la invención el valor absoluto del desplazamiento no es importante, sino si ha habido en vez de eso algún cambio en el desplazamiento como resultado de la cavitación o del cambio en la fase de accionamiento, por ejemplo.

15 Por tanto, pueden usarse excitaciones por haz concentrado para reducir el campo de visión (FOV) y obtener una idea muy rápida de la estimación de desplazamiento dentro del haz concentrado. La comparación entre los perfiles subsiguientes puede permitir la determinación de la relación entre señal de accionamiento de elemento de transductor y fuerza de radiación, permitiendo así un reenfoque adaptativo. Alternativamente esta comparación puede proporcionar información sobre los cambios en el campo de presión local y el comportamiento de tejido cerca del foco que surgen del aumento del nivel de potencia (cavitación/faltas de linealidad).

20 De una manera ligeramente diferente, pueden usarse técnicas de transmisión múltiple y/o técnicas de aceleración de recepción tradicionales para realizar un inframuestreo del espacio k de excitación o recepción, respectivamente. Puede usarse el inframuestreo para reducir la cobertura de espacio k necesaria, acortando así la duración del pulso de excitación para el espacio k de excitación y reduciendo la cantidad de codificaciones de fase necesarias en el espacio k de recepción, sin provocar dentado. Además, puede combinarse el inframuestreo de recepción con técnicas de reconstrucción que usan herencia de datos tales como GRAPPA k-t, detección comprimida y reconstrucción restringida de relación de imagen.

25 Las técnicas de obtención de imágenes expuestas anteriormente pueden combinarse con pulsos de gradientes de sensibilización de movimiento en la dirección del haz. Esto a su vez se combina con imágenes obtenidas con ultrasonidos activos y después se repite con gradientes de polaridad opuesta. Los datos resultantes permitirán entonces una reconstrucción de un mapa de desplazamiento con la fase de MR de fondo eliminada.

30 Aunque se ha ilustrado y descrito la invención en detalle en los dibujos y la descripción anterior, tal ilustración y descripción deben considerarse ilustrativas o a modo de ejemplo y no restrictivas; la invención no se limita a las realizaciones dadas a conocer.

35 Los expertos en la técnica pueden entender y realizar otras variaciones de las realizaciones dadas a conocer al poner en práctica la invención reivindicada, a partir de un estudio de los dibujos, la divulgación y las reivindicaciones adjuntas. En las reivindicaciones, el término "que comprende" no excluye otros elementos o etapas, y el artículo indefinido "un" o "una" no excluye una pluralidad. Un único procesador u otra unidad puede cumplir las funciones de varios elementos mencionados en las reivindicaciones. El simple hecho de que determinadas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes mutuamente diferentes no indica que no pueda usarse de manera ventajosa una combinación de estas medidas. Un programa informático puede almacenarse/distribuirse en un medio adecuado, tal como un medio de almacenamiento óptico o un medio de estado sólido suministrado junto con, o como parte de, otro hardware, pero también puede distribuirse de otras formas, tales como a través de Internet u otros sistemas de telecomunicación cableados o inalámbricos. Ningún signo de referencia en las reivindicaciones debe interpretarse como que limita el alcance.

Lista de números de referencia

- 50 200 instrumento médico
- 202 sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética
- 204 imán
- 55 206 hueco de imán
- 208 zona de obtención de imágenes
- 60 210 bobinas de gradiente de campo magnético
- 212 fuente de alimentación de bobinas de gradiente de campo magnético
- 214 bobina de radiofrecuencia
- 65 216 transceptor

	218	sujeto
	220	soporte de sujeto
5	222	sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad
	224	cámara llena de fluido
10	226	transductor de ultrasonidos
	228	mecanismo
	230	accionador mecánico/fuente de alimentación
15	232	trayectoria de ultrasonidos
	234	ventana de ultrasonidos
20	236	almohadilla de gel
	238	punto de sonicación o zona objetivo
	239	región de interés
25	240	eje de haz
	242	sistema informático
30	244	interfaz hardware
	246	procesador
	248	interfaz de usuario
35	250	almacenamiento informático
	252	memoria informática
40	254	secuencia de pulsos
	256	datos de resonancia magnética
	258	imagen por fuerza de radiación
45	260	módulo de control
	262	módulo de reconstrucción de imágenes por fuerza de radiación
50	414	bobina de radiofrecuencia
	414'	bobina de radiofrecuencia
	414"	bobina de radiofrecuencia
55	454	secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas
	456	datos de resonancia magnética térmica
60	458	mapa térmico
	460	plan de tratamiento
	470	módulo de reconstrucción de mapa térmico
65	472	módulo de modificación de plan de tratamiento

ES 2 727 944 T3

	500	secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica
5	502	línea de sincronismo de radiofrecuencia
	504	línea de sincronismo de gradientes de selección de línea
	506	línea de sincronismo de gradientes de lectura
10	508	línea de sincronismo de gradiente de codificación
	510	línea de sincronismo de ultrasonidos enfocados de alta intensidad
15	512	pulso de excitación
	514	gradiente multidimensional
	516	gradiente de lectura
20	518	señal de radiofrecuencia recibida
	520	ultrasonidos activados
25	522	codificación espacial

REIVINDICACIONES

1. Instrumento (200, 400) médico que comprende:
 - 5 - un sistema (202) de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos (254) de resonancia magnética a partir de un sujeto (218) dentro de una zona (208) de obtención de imágenes;
 - un sistema (222) de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para dirigir ultrasonidos a lo largo de un eje (240) de haz para sonicar una zona (238) objetivo, en el que la zona objetivo está dentro de la zona de obtención de imágenes;
 - 10 - un procesador (246) para controlar el instrumento médico;
 - una memoria (252) para almacenar instrucciones legibles por máquina, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador:
 - controle (100) el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética usando una secuencia (254) de pulsos, en el que la secuencia de pulsos comprende una secuencia (500, 600) de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso (512) de excitación, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso (514) de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar selectivamente una región (239) de interés,
 - 20 - en el que la región de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz; y
 - controle (102) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica; y
 - reconstruya (104) una imagen (258) por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética,
 - 25 caracterizado porque
 - el pulso de gradiente multidimensional es un pulso (514) de gradiente de haz concentrado bidimensional para excitar la región de interés de tal manera que la región de interés tiene una sección transversal bidimensional, en el que la sección transversal bidimensional tiene simetría de rotación con respecto a un eje de región de interés, y en el que el eje de región de interés y el eje de haz son coaxiales.
2. Instrumento médico según la reivindicación 1, en el que el volumen excitado bidimensional tiene una cualquiera de las siguientes: una sección transversal circular, una sección transversal elíptica, una sección transversal rectangular y una sección transversal poligonal.
3. Instrumento médico según la reivindicación 1 ó 2, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes comprende además un pulso de gradiente de lectura unidimensional alineado con el eje de haz.
4. Instrumento médico según la reivindicación 1 ó 2, en el que el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética comprende una bobina de transmisión multielemento, en el que la secuencia de pulsos puede hacerse funcionar para hacer que el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética restrinja la región de interés al volumen predeterminado usando la bobina de transmisión multielemento usando la excitación multidimensional.
5. Instrumento médico según la reivindicación 1, 2 y 4, en el que la secuencia de pulsos es una cualquiera de las siguientes: una secuencia de pulsos SENSE o una secuencia de pulsos GRAPPA.
6. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones, en el que el gradiente de codificación de movimiento es un pulso de gradiente bipolar.
7. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador realice uno cualquiera de los siguientes usando la imagen por fuerza de radiación: detectar burbujas, detectar necrosis tisular, determinar desplazamiento tisular, ajustar posición objetivo, optimización de señal de accionamiento para el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad, y combinaciones de los mismos.

8. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el pulso de excitación es un pulso de excitación único.
- 5 9. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la secuencia de pulsos comprende además un pulso (516) de gradiente de codificación de desplazamiento, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo usando el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante al menos una parte del pulso de gradiente de codificación de desplazamiento.
- 10 10. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la secuencia de pulsos comprende además una secuencia de pulsos (602) de supresión de volumen exterior para atenuar la señal de resonancia magnética fuera de la región de interés.
- 15 11. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la secuencia de pulsos comprende una secuencia (454) de pulsos de obtención de imágenes térmicas para adquirir datos (456) de resonancia magnética térmica, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas está intercalada con la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica, en el que la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador:
- 20 - controle el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética térmica usando la secuencia de pulsos de obtención de imágenes térmicas;
- 25 - reconstruya un mapa (458) térmico usando los datos de resonancia magnética térmica; y
- presente el mapa térmico y la imagen por fuerza de radiación en un dispositivo (248) de visualización.
- 30 12. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco ajustable para controlar la ubicación de la zona objetivo, en el que la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador:
- 35 - reciba un plan (460) de tratamiento que especifica una ubicación de la zona objetivo dentro del sujeto;
- controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para controlar de manera repetida el foco ajustable al menos parcialmente según la imagen por fuerza de radiación y el plan de tratamiento en tiempo real.
- 40 13. Producto de programa informático que comprende código (260, 262, 470, 472) ejecutable por máquina para su ejecución por un procesador que controla un instrumento (200, 400) médico, en el que el instrumento médico comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos (256) de resonancia magnética a partir de un sujeto (218) dentro de una zona (208) de obtención de imágenes, en el que el instrumento médico comprende además un sistema (222) de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para dirigir ultrasonidos a lo largo de un eje (240) de haz para sonicar una zona (238) objetivo, en el que la zona objetivo está dentro de la zona de obtención de imágenes, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador:
- 45 - controle (100) el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir los datos de resonancia magnética usando una secuencia (254) de pulsos, en el que la secuencia de pulsos comprende una secuencia (500, 600) de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso (512) de excitación, en el que la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica comprende un pulso (514) de gradiente multidimensional aplicado durante el pulso de excitación por radiofrecuencia para excitar selectivamente una región de interés, siendo el pulso de gradiente multidimensional un pulso (514) de gradiente bidimensional para excitar la región de interés de tal manera que la región de interés tiene una sección transversal bidimensional, en el que la sección transversal bidimensional tiene simetría de rotación con respecto a un eje de región de interés, y en el que el eje de región de interés y el eje de haz son coaxiales;
- 50 - en el que la región (239) de interés comprende un volumen predeterminado que abarca la zona objetivo y al menos una porción del eje de haz; y
- 55 - controle (102) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar la zona objetivo de tal manera que la sonicación de la zona objetivo se produce durante la secuencia de pulsos de obtención de imágenes por fuerza de radiación acústica; y
- 60 65

- reconstruya (104) una imagen (258) por fuerza de radiación usando los datos de resonancia magnética.

FIG. 1

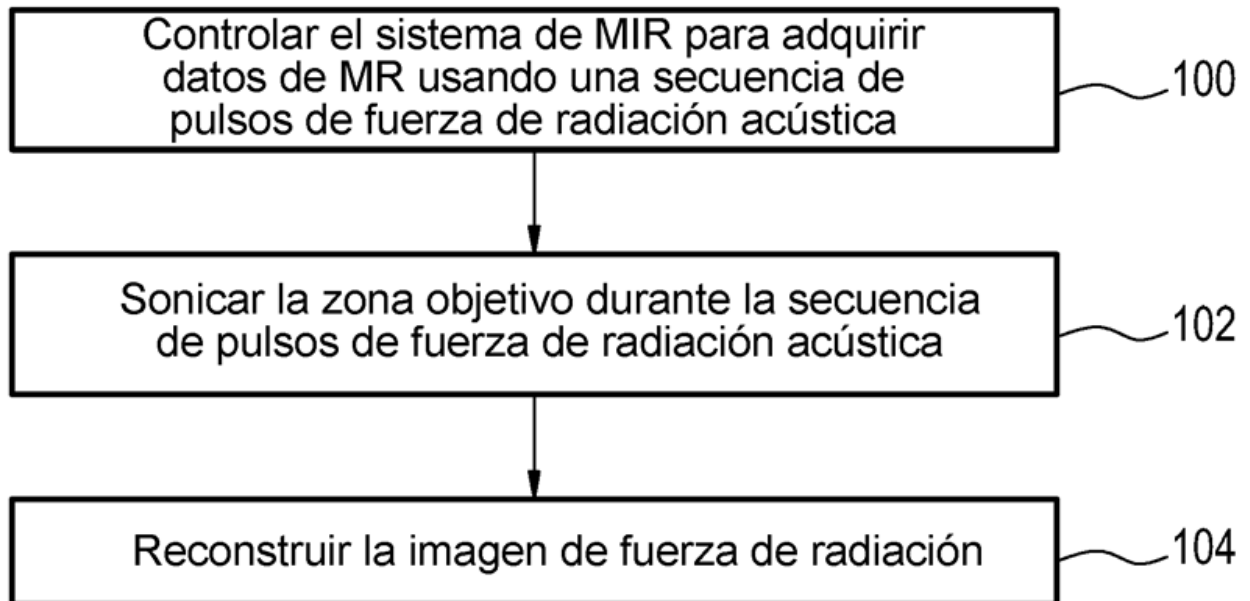


FIG. 2

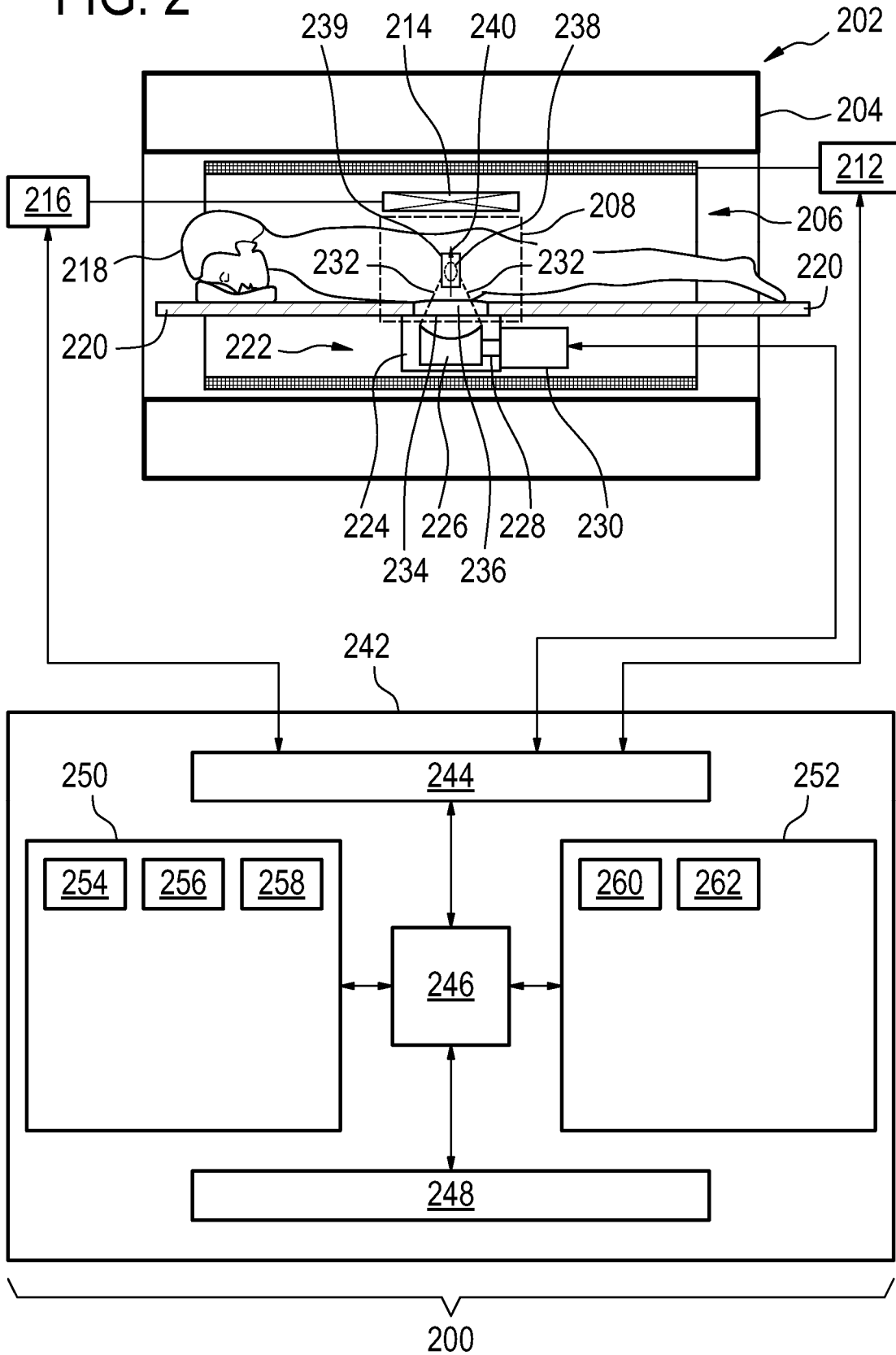


FIG. 3

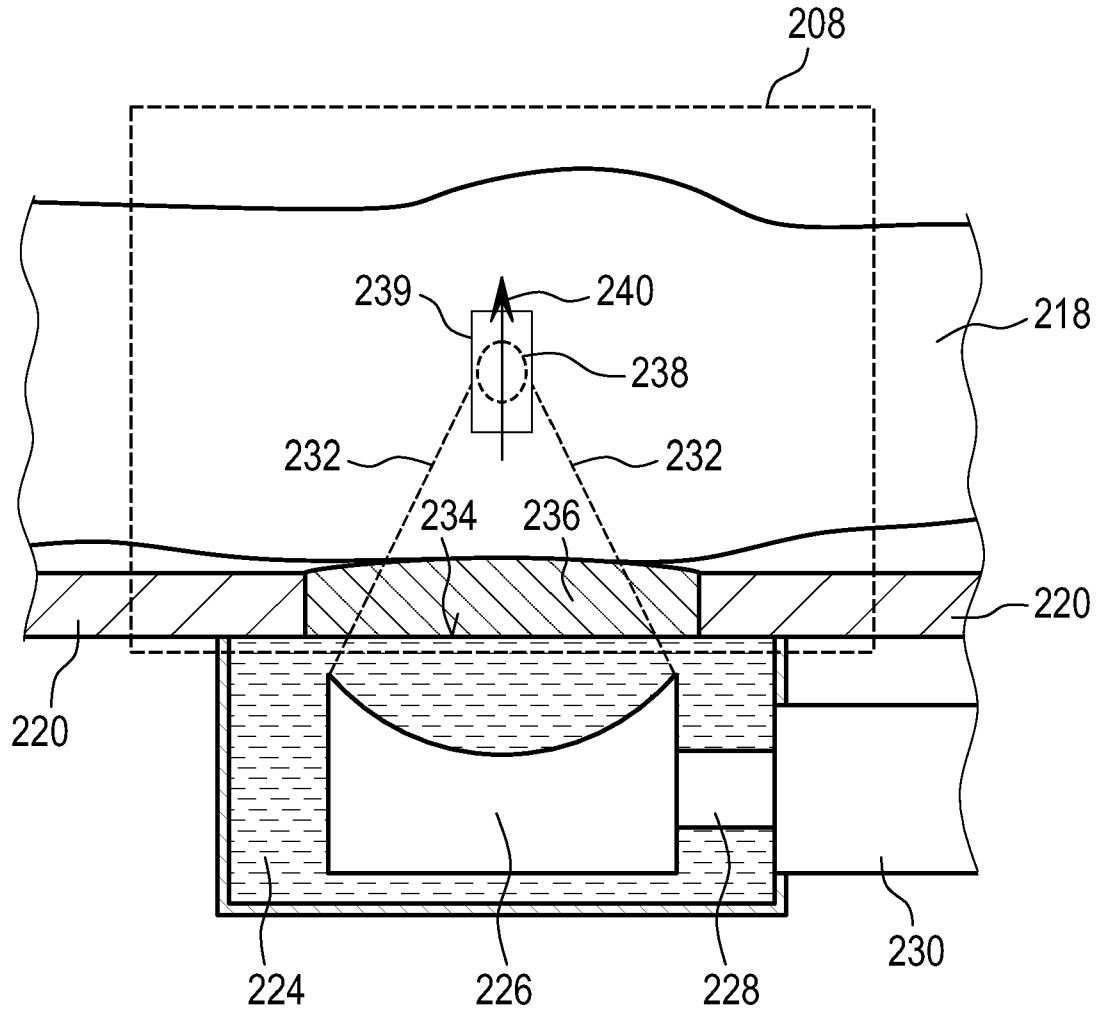


FIG. 4

