

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 762 472**

51 Int. Cl.:

A61B 90/00 (2006.01)

A61N 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.06.2013 PCT/IB2013/055091**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.12.2013 WO13190505**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.06.2013 E 13762225 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2019 EP 2863993**

54 Título: **Direccionamiento mejorado de ultrasonidos enfocados de alta intensidad**

30 Prioridad:

21.06.2012 EP 12172873

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

25.05.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

KÖHLER, MAX OSKAR

74 Agente/Representante:

VÁZQUEZ FERNÁNDEZ-VILLA, Concepción

ES 2 762 472 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

Direccionamiento mejorado de ultrasonidos enfocados de alta intensidad

5 **Campo técnico**

La invención se refiere a ultrasonidos enfocados de alta intensidad, en particular al uso de termometría por resonancia magnética para mejorar el direccionamiento de ultrasonidos.

10 **Antecedentes de la invención**

En los ultrasonidos enfocados de alta intensidad (HIFU) se usa una matriz de elementos transductores ultrasónicos para formar un transductor ultrasónico. Suministrar energía eléctrica de corriente alterna a los elementos transductores hace que generen ondas ultrasónicas. Las ondas ultrasónicas procedentes 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 energía eléctrica de corriente alterna suministrada a cada uno de los elementos transductores puede controlarse el punto focal o volumen en el que se enfoca la energía de ultrasonidos.

La terapia de ultrasonidos enfocados de alta intensidad (HIFU) de tumores requiere un alto grado de precisión espacial para evitar el daño del tejido sano así como para obtener un uso óptimo del sistema. Aunque evitar el daño del tejido sano debido a un direccionamiento deficiente normalmente no constituye un problema para tumores estacionarios grandes si se utilizan sonicaciones de prueba de baja potencia tal como es la práctica actual, el rendimiento técnico y/o el rendimiento clínico del sistema pueden verse afectados si se usa un conocimiento posicional incorrecto para un algoritmo de realimentación por ejemplo. Esto se traduce en una eficiencia de tratamiento reducida.

La solicitud de patente europea EP 0627 206 da a conocer un sistema de tratamiento médico por ultrasonidos que resuelve espacialmente el punto caliente e impide un desplazamiento del punto caliente desde el punto focal del haz de ultrasonidos. El punto caliente se resuelve basándose en una irradiación de energía a un nivel prescrito menor que el de una irradiación de energía de tratamiento.

En los documentos WO 02/43804 A1 y EP 2455133 A1 se da a conocer una técnica anterior adicional.

35 **Sumario de la invención**

La invención proporciona un instrumento médico y un producto de programa informático en las reivindicaciones independientes. En las reivindicaciones dependientes se dan realizaciones.

Tal como apreciará un experto en la técnica, aspectos de la presente invención pueden implementarse como un aparato, un método o un 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 hardware que pueden denominarse todos generalmente en el presente documento "circuito", "módulo" o "sistema". Además, aspectos de la presente invención pueden adoptar la forma de un producto de programa informático implementado en uno o más medio(s) legible(s) por ordenador que tienen código ejecutable por ordenador implementado en el/los mismo(s).

Puede utilizarse cualquier combinación de uno o más medio(s) legible(s) 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 puede ejecutar 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 legible por ordenador tangible. En algunas realizaciones, un medio de almacenamiento legible por ordenador también puede ser capaz de almacenar datos a los que puede acceder el procesador del dispositivo informático. Ejemplos de medios de almacenamiento legibles por ordenador incluyen, pero no se limitan a: un disquete, una unidad de disco duro magnético, un disco duro de estado sólido, una memoria flash, una unidad miniatura USB, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de sólo lectura (ROM), un disco óptico, un disco magnetoóptico y el archivo de registro del procesador. Los ejemplos de discos ópticos incluyen discos compactos (CD) y discos 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 mediante una red o un enlace de comunicación. Por ejemplo pueden recuperarse datos a través de un módem, a través de Internet o a través de una red de área local. El código ejecutable por ordenador implementado en un medio legible por ordenador puede transmitirse usando cualquier medio apropiado, incluyendo, pero sin limitarse a, uno inalámbrico, uno alámbrico, cable de fibra óptica, RF, etc., o cualquier combinación adecuada de los anteriores.

5 Un medio de señal legible por ordenador puede incluir una señal de datos propagada con código ejecutable por ordenador implementado en el mismo, por ejemplo, en banda de 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, una electromagnética, una 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 relación con un sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

10 Una "memoria informática" o una "memoria" es un ejemplo de un medio de almacenamiento legible por ordenador. Una memoria informática es cualquier memoria a la que puede acceder directamente un procesador. Un "almacenamiento informático" o "almacenamiento" es un ejemplo adicional de un medio de almacenamiento legible por ordenador. Un almacenamiento informático es cualquier medio de almacenamiento legible por ordenador no volátil. En algunas realizaciones, un almacenamiento informático también puede ser una memoria informática o viceversa.

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

20 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 por procedimientos convencionales, tales como el lenguaje de programación "C" o lenguajes de programación similares, y compilarse en instrucciones ejecutables por máquina. En algunos casos el código ejecutable por ordenador puede estar en forma de un lenguaje de alto nivel o en forma precompilada y usarse de manera conjunta con un intérprete que genera las instrucciones ejecutables por máquina sobre la marcha.

30 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 o servidor remoto. En este último escenario, el ordenador remoto puede conectarse al ordenador del usuario a través de cualquier tipo de red, incluyendo una red de área local (LAN) o una red de área extensa (WAN), o puede realizarse la conexión a un ordenador externo (por ejemplo, a través de Internet usando un proveedor de servicios de Internet).

45 Se describen aspectos de la presente invención con referencia a ilustraciones de diagrama de flujo y/o diagramas de bloques de métodos, aparatos (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, ilustraciones y/o diagramas de bloques puede implementarse mediante instrucciones de programa informático en forma de código ejecutable por ordenador cuando proceda. Se entiende además que, si no son excluyentes mutuamente, pueden combinarse combinaciones de 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, un ordenador de uso especial u otros aparatos de procesamiento de datos programables para producir una máquina, de tal manera que las instrucciones, que se ejecutan mediante el procesador del ordenador u otros aparatos de procesamiento de datos programables, crean medios para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o bloques de diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

50 Estas instrucciones de programa informático también pueden almacenarse en un medio legible por ordenador que puede dirigir un ordenador, otros aparatos de procesamiento de datos programables u otros dispositivos para que funcionen 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 bloques de diagrama de flujo y/o diagrama de bloques.

60 Las instrucciones de programa informático también pueden cargarse en un ordenador, otros aparatos de procesamiento de datos programables u otros dispositivos para hacer que se realicen una serie de etapas operativas en el ordenador, otros aparatos programables u otros dispositivos para producir un procedimiento implementado por ordenador de tal manera que las instrucciones que se ejecutan en el ordenador u otros aparatos programables

proporcionan procedimiento para implementar las funciones/acciones especificadas en el bloque o bloques de 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 que un usuario o un operador interactúe con un ordenador o un sistema informático. Una "interfaz de usuario" también puede denominarse "dispositivo de interfaz humana". Una interfaz de usuario puede proporcionar información o datos al operador y/o recibir información o datos del operador. Una interfaz de usuario puede permitir que el ordenador reciba una entrada procedente de un operador y puede proporcionar una salida al usuario desde el ordenador. Dicho de otro modo, la interfaz de usuario puede permitir que un operador controle o gestione un ordenador y la interfaz puede permitir que el ordenador indique los efectos del control o la gestión del operador. La visualización de datos o información en un elemento de visualización o una interfaz gráfica de usuario es un ejemplo de proporcionar información a un operador. La recepción de datos a través de un teclado, ratón, bola de seguimiento, panel táctil, puntero de tipo palanca, tableta gráfica, palanca de mando, panel para juegos, cámara web, auriculares, palancas de cambios, volante, pedales, guante cableado, panel para baile, control remoto y acelerómetro son ejemplos todos ellos de componentes de interfaz de usuario que permiten la recepción de información o datos procedentes de un operador.

Una "interfaz de hardware" tal como se usa en el presente documento abarca una interfaz que permite que el procesador de un sistema informático interactúe con y/o controle un aparato y/o dispositivo informático externo. Una interfaz de hardware puede permitir que un procesador envíe instrucciones o señales de control a un aparato y/o dispositivo informático externo. Una interfaz de hardware también puede permitir que un procesador intercambie 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 Bluetooth, conexión de red de área local inalámbrica, conexión TCP/IP, conexión Ethernet, interfaz de tensión de control, interfaz MIDI, interfaz de entrada analógica e interfaz de entrada digital.

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

Los datos de imágenes médicas se definen en el presente documento como datos bidimensionales 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 acerca de la estructura física de un paciente y crear conjuntos de datos bidimensionales o tridimensionales de imágenes médicas. Los datos de imágenes médicas pueden usarse para crear visualizaciones que son útiles para el diagnóstico por parte de un médico. Esta visualización puede realizarse usando un ordenador.

Los datos de resonancia magnética (RM) se definen en el presente documento como las mediciones grabadas de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración para obtención de imágenes por resonancia magnética. Los datos de resonancia magnética son un ejemplo de datos de imágenes médicas. Una imagen de obtención de imágenes por resonancia magnética (IRM) se define en el presente documento como la visualización bidimensional o tridimensional reconstruida 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 mediciones de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración para obtención de imágenes por resonancia magnética que contienen información que puede usarse para una termometría por resonancia magnética. La termometría por resonancia magnética funciona midiendo cambios en parámetros sensibles a la temperatura. Ejemplos de parámetros que pueden medirse durante una termometría por resonancia magnética son: el desplazamiento de frecuencia de resonancia protónica, el coeficiente de difusión o cambios en el tiempo de relajación T1 y/o T2 pueden usarse para medir la temperatura usando resonancia magnética. El desplazamiento de frecuencia de resonancia protónica 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 detección 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 protónica.

La densidad protónica depende linealmente de la magnetización de equilibrio. Por tanto, es posible determinar cambios de temperatura usando imágenes potenciadas en densidad protónica.

Los tiempos de relajación T1, T2, y T2-asterisco (en ocasiones escrito como T2*) también dependen de la temperatura. Por tanto, la reconstrucción de imágenes potenciadas en T1, T2, y T2-asterisco puede usarse para crear mapas térmicos o de temperatura.

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

10 Uno de los métodos más útiles de medición de la temperatura usando resonancia magnética consiste en medir el desplazamiento de frecuencia de resonancia protónica (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 desplazamiento 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 la temperatura tiene la ventaja de que es relativamente rápido en comparación con los demás métodos. El método de PRF se comenta con mayor detalle que otros métodos en el presente documento. Sin embargo, los métodos y técnicas comentados en el presente documento también pueden aplicarse a los demás métodos de realización de una termometría con obtención de imágenes por resonancia magnética.

15 20 Los datos de resonancia magnética espectroscópicos se definen en el presente documento como las mediciones grabadas de señales de radiofrecuencia emitidas por espines atómicos por la antena de un aparato de resonancia magnética durante una exploración para obtención de imágenes por resonancia magnética que contienen información que es descriptiva de múltiples picos de resonancia.

25 Los datos de resonancia magnética espectroscópicos pueden usarse, por ejemplo, para realizar un método de mapeo de temperatura basado en la obtención de imágenes por espectroscopia protónica (PS) que puede producir mapas de temperatura a escala absoluta. Por tanto, este mapa de temperatura a escala absoluta puede usarse para realizar una calibración de temperatura. Este método se basa en los principios físicos de dependencia de la temperatura del desplazamiento de resonancia de protones de agua como el método de frecuencia de resonancia protónica, pero el método de adquisición es diferente: el desplazamiento de frecuencia se calcula a partir de los espectros de resonancia magnética. El desplazamiento se calcula a partir de la diferencia de posición del agua y un pico de protones de referencia. Pueden usarse protones en lípidos, por ejemplo, como referencia, ya que se sabe que su frecuencia de resonancia es casi independiente de la temperatura, mientras que el pico de protones de agua tiene una dependencia lineal de la temperatura. Esto puede realizarse en los vóxeles, donde están presentes ambos tipos de tejidos. 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 es satisfactorio, puede haber algunos vóxeles en los que los picos de referencia, y por tanto los datos de temperatura, no estén disponibles. Puede usarse una interpolación y/o un filtrado de temperatura para ayudar en estas situaciones, puesto que normalmente no se espera que la temperatura corporal cambie con rapidez espacialmente, siendo una excepción evidente la subida de temperatura altamente localizada provocada normalmente por terapia térmica. La utilización de picos de referencia hace que el método sea relativamente independiente de variaciones de campo o movimiento entre exploraciones. Puesto que la exploración lleva un tiempo de al menos del orden de un minuto con métodos actuales, el método de PS es susceptible de un movimiento dentro de exploraciones 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 tiempo como en espacio, el método puede producir información útil. Por ejemplo, con los ultrasonidos enfocados de alta intensidad guiados por resonancia magnética (MR-HIFU), el método de PS puede usarse para proporcionar la distribución de temperatura corporal real antes del inicio de 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 termométrica. Alternativamente, el método de PS puede usarse como comprobación de validez para la temperatura acumulativa entre tratamientos térmicos fuera de la zona de tratamiento.

50 Una "ventana de ultrasonidos" tal como se usa en el presente documento abarca una ventana que es efectivamente transparente ante energía u ondas ultrasónicas. Normalmente se usa una película o membrana delgada como ventana de ultrasonidos. La ventana de ultrasonidos puede estar compuesta, por ejemplo, por una membrana delgada de BoPET (poli(tereftalato de etileno) biaxialmente orientado).

55 En un aspecto la invención proporciona un instrumento médico que comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos térmicos de resonancia magnética a partir de un sujeto. El sujeto está ubicado al menos parcialmente dentro de la zona de obtención de imágenes. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco ajustable. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en múltiples puntos de sonicación dentro de la zona de obtención de imágenes. Estas múltiples sonicaciones implican cada una el depósito de una cantidad de energía de ultrasonidos que afecta a la fisiología o la estructura local del tejido en el que se deposita la energía de ultrasonidos. Por ejemplo, la estructura local puede verse afectada porque se produce una ablación o porque se generan efectos fisiológicos hipertérmicos. Generalmente, estas múltiples sonicaciones se llevan a cabo con una

energía de ultrasonidos o una intensidad por encima de un umbral terapéutico. El umbral terapéutico se establece de tal manera que cuando esta energía de ultrasonidos, intensidad o dosis térmica acumulada está por debajo del umbral terapéutico sólo se produce una subida de temperatura del tejido con un efecto fisiológico inexistente o no significativo. El foco ajustable puede ser ajustable de más de una manera. En algunas realizaciones, el transductor de ultrasonidos enfocados de alta intensidad comprende un transductor que puede reposicionarse en diferentes posiciones. De esta manera el foco es ajustable. En otras realizaciones, incluyendo también las de las anteriores con el transductor que es móvil, el transductor tiene múltiples elementos transductores que pueden tener controladas la fase y/o la amplitud de energía eléctrica suministradas a los mismos. Esto permite que el foco se controle de manera electrónica.

El instrumento médico comprende además un procesador para controlar el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad y el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética. El instrumento médico comprende además una memoria para almacenar instrucciones ejecutables por máquina para su ejecución mediante el procesador. La ejecución de las instrucciones hace que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente múltiples puntos de sonicación. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en los múltiples puntos de sonicación 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 repetidamente los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética adquiere los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética en momentos diferentes durante el procedimiento de sonicar los múltiples puntos de sonicación.

La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya repetidamente múltiples mapas térmicos usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. Un mapa térmico tal como se usa en el presente documento abarca un mapa descriptivo del calentamiento del sujeto. Este puede ser, por ejemplo, un mapa de temperatura en un momento particular o también puede ser una dosis térmica acumulada. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador calcule un centro de masa de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas de calentamiento. Un centro de masa de calentamiento tal como se usa en el presente documento es una ubicación a la que puede aplicarse calor para reproducir el efecto descriptivo en los múltiples mapas térmicos. Por ejemplo un centro de masa de calentamiento puede ser un punto de sonicación particular o real donde se aplica calor a un sujeto.

La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador seleccione uno o más puntos de sonicación a partir de los múltiples puntos de sonicación para cada elemento del conjunto de centros de masas de calentamiento. El uno o más puntos de sonicación se seleccionan de tal manera que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad sonica el uno o más puntos de sonicación dentro de un periodo predeterminado antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética correspondientes al centro de masa de calentamiento. Otra manera de decir que los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética corresponden al centro de masa de calentamiento es que un centro de masa de calentamiento particular se determinó usando una adquisición particular de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética.

Dicho de otro modo, los datos térmicos de resonancia magnética se adquieren y se usan para crear mapas térmicos. Los puntos de sonicación que se adquirieron antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética se usan o se seleccionan para un análisis para determinar la precisión del direccionamiento.

La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine una corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando cada elemento del conjunto de los centros de masas de calentamiento con el uno o más puntos de sonicación. El mapa térmico real o los datos de temperatura medidos se comparan entonces con la ubicación de los puntos de sonicación. Realizando esta comparación puede determinarse que puede haber una desviación entre la ubicación deseada del punto de sonicación y la ubicación real en la que se aplica calor al sujeto. Una manera de realizar la comparación es determinar una ubicación de un centro de masa de calentamiento y luego determinar una ubicación de un punto de sonicación o puntos de sonicación. La diferencia entre el centro de masa de calentamiento y el punto o puntos de sonicación da un desplazamiento que puede usarse para calcular una corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente. Esta realización puede ser beneficiosa porque puede conducir a un direccionamiento más preciso del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad.

En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine una distribución de dosis térmica dependiente del tiempo usando los múltiples mapas térmicos. El conjunto de centros de masas de calentamiento se calculan buscando al menos un máximo en la distribución de dosis térmica. El efecto de calentamiento máximo del punto de sonicación puede determinarse buscando el máximo en la distribución de dosis

- térmica. Esto puede usarse para dirigir de manera más precisa el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Debe observarse que los diferentes máximos se obtienen en momentos diferentes cuando se examina la distribución de dosis térmica dependiente del tiempo. Estos máximos se relacionan entonces con los puntos de sonicación. En algunas realizaciones, la distribución de dosis térmica dependiente del tiempo es una distribución de dosis térmica acumulativa. En otras realizaciones, la distribución de dosis térmica dependiente del tiempo no es acumulativa. La distribución de dosis térmica dependiente del tiempo puede ser para un intervalo de tiempo específico, por ejemplo el tiempo en el que se realizaron el punto o puntos de sonicación con los que se está comparando el máximo.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando una traslación dependiente del tiempo del al menos un máximo con la secuencia de los múltiples puntos de sonicación. En esta realización, la manera de la que se mueve el máximo se compara con la ubicación de los puntos de sonicación. Esto puede usarse para determinar si el direccionamiento del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad es preciso o no.
- En otra realización, el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad comprende un transductor de ultrasonidos con un sistema de posicionamiento mecánico. El foco ajustable se desvía al menos parcialmente mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente accionando el sistema de posicionamiento mecánico. Esta realización puede ser beneficiosa porque el sistema mecánico puede compensar de manera precisa una desviación en el direccionamiento del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad.
- En otra realización, el foco ajustable puede controlarse de manera electrónica al menos parcialmente. El foco ajustable se desvía al menos parcialmente controlando el foco ajustable de manera electrónica. En esta realización, el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad comprende un transductor que comprende múltiples elementos transductores. El que pueda controlarse de manera electrónica se refiere al hecho de que la fase y/o la amplitud de la energía eléctrica o la corriente suministrada a los elementos transductores individuales puede usarse para controlar la interferencia constructiva y/o destructiva de los ultrasonidos generados por los elementos transductores individuales. Controlando la fase y/o la amplitud esto permite el guiado electrónico de la ubicación del foco ajustable.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente al mismo tiempo que controla el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación. Esta realización es beneficiosa porque permite la corrección de la ubicación de direccionamiento sobre la marcha. A medida que se sonicán los diversos puntos de sonicación del sujeto el direccionamiento o el control del foco ajustable pasa a ser más preciso cuanto más tiempo se usa el dispositivo.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable después de haberse sonicado un número predeterminado de los múltiples puntos de sonicación. En esta realización, después de haberse sonicado un número predeterminado de los puntos de sonicación, se usa la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente para corregir el enfoque del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Esto puede conducir a un enfoque más preciso del sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador calcule una corrección de foco para los múltiples puntos de sonicación que no se han sonicado aún usando la distribución de dosis térmica dependiente del tiempo y un modelo de ultrasonidos. Las propiedades sónicas de ubicaciones de tejido que se han sonicado anteriormente pueden cambiar. Por ejemplo, un tejido que se ha sonicado normalmente absorbe los ultrasonidos más fácilmente que un tejido que no se ha sonicado todavía. En estos casos el uso de un modelo de ultrasonidos puede permitir una predicción más precisa de dónde se depositará la energía de ultrasonidos dentro de un sujeto.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador genere un mensaje de advertencia si la corrección de foco es mayor que un valor predeterminado. Esto puede ser útil en la situación en la que un efecto hace que el foco se produzca en una ubicación que está desplazada con respecto a la ubicación de sonicación prevista. Esta puede estar posiblemente en una dirección que se aleja de la región sometida a ablación cuando se observa en perpendicular al eje de haz. Para esto puede ser útil un algoritmo de trazado de rayos u otra técnica.
- En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador almacene la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente en la memoria para su uso en una sonicación futura. Por ejemplo, la corrección de direccionamiento puede almacenarse y usarse para el mismo sujeto más tarde o para otro sujeto.
- En otra realización, la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente se determina realizando un ajuste polinómico a la dosis térmica y a los múltiples puntos de sonicación. En algunas realizaciones, la corrección de

direccionamiento espacialmente dependiente puede determinarse realizando un ajuste polinómico para aumentar la precisión de la corrección de direccionamiento.

5 En otra realización, el criterio predeterminado es que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad sonique el uno o más puntos de sonicación dentro de un periodo predeterminado antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética correspondientes al centro de masa de calentamiento.

10 En otra realización, el criterio predeterminado consiste en excluir puntos de sonicación fuera de una distancia predeterminada del centro de masa de calentamiento.

En otra realización, el criterio predeterminado consiste en seleccionar puntos de sonicación usando un ajuste determinado mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

15 En otra realización, el criterio predeterminado consiste en seleccionar el uno o más puntos de sonicación usando un ajuste vecino determinado mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente de otros puntos de sonicación dentro de una distancia vecina predeterminada del uno o más puntos de sonicación.

20 En otro aspecto, la invención proporciona un producto de programa informático que comprende instrucciones ejecutables por máquina para su ejecución mediante un procesador que controla un instrumento médico. El instrumento médico comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos térmicos de resonancia magnética a partir de un sujeto. El sujeto puede estar ubicado al menos parcialmente dentro de la zona de obtención de imágenes del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco ajustable. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en múltiples puntos de sonicación dentro de la zona de obtención de imágenes.

30 La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir repetidamente los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador reconstruya múltiples mapas térmicos repetidamente usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética.

35 La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador calcule un centro de masa de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas de calentamiento. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador seleccione uno o más puntos de sonicación a partir de los múltiples puntos de sonicación para cada elemento del conjunto de centros de masas de calentamiento. El uno o más puntos de sonicación se seleccionan de tal manera que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad sonica el uno o más puntos de sonicación dentro de un periodo predeterminado antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética correspondientes al centro de masa de calentamiento.

45 La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine una corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando cada elemento del conjunto de los centros de masas de calentamiento con el uno o más puntos de sonicación. La ejecución de las instrucciones hace además que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

50 En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine una distribución de dosis térmica dependiente del tiempo usando los múltiples mapas térmicos. El conjunto de centros de masas de calentamiento se calculan buscando al menos un máximo en la distribución de dosis térmica.

55 En otra realización, la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando una traslación dependiente del tiempo del al menos un máximo con la secuencia de los múltiples puntos de sonicación.

60 En un ejemplo hay un método para controlar un instrumento médico. El instrumento médico comprende un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos térmicos de resonancia magnética a partir de un sujeto ubicado al menos parcialmente dentro de la zona de obtención de imágenes del instrumento médico. El instrumento médico comprende además un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco ajustable. El sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en múltiples puntos de sonicación dentro de la zona de obtención de imágenes. El método comprende la etapa de controlar el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación. El método comprende además la etapa de controlar el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética

para adquirir repetidamente los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética se controla para adquirir los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética en diferentes momentos durante el procedimiento o en momentos en los que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad está sonicando secuencialmente los múltiples puntos de sonicación.

El método comprende además la etapa de reconstruir múltiples mapas térmicos repetidamente usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. El método comprende además la etapa de calcular un centro de masa de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas de calentamiento. El método comprende además la etapa de seleccionar uno o más puntos de sonicación a partir de los múltiples puntos de sonicación para cada elemento del conjunto de centros de masas de calentamiento. El uno o más puntos de sonicación se seleccionan de tal manera que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad sonica el uno o más puntos de sonicación dentro de un periodo predeterminado antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética correspondientes al centro de masa de calentamiento.

El método comprende además la etapa de determinar una corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando cada elemento del conjunto de los centros de masas de calentamiento con el uno o más puntos de sonicación. El método comprende además la etapa de controlar el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

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

Breve descripción de los dibujos

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

la figura 1 muestra un diagrama de flujo que ilustra un método según una realización de la invención;

la figura 2 ilustra un instrumento médico según una realización de la invención;

la figura 3 representa gráficamente la ubicación de sonicación prevista en la dirección de pies a cabeza frente a la ubicación de sonicación real en la dirección de pies a cabeza;

la figura 4 muestra la misma representación gráfica que la figura 3 con sonicaciones que usan un direccionamiento corregido mostrado adicionalmente; y

la figura 5 ilustra una representación de un mapa térmico.

Descripción detallada de las realizaciones

Los elementos numerados igual en estas figuras o bien son elementos equivalentes o bien realizan la misma función. Los elementos que se han comentado 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 a modo de ejemplo. En la etapa 100 se usa un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente múltiples puntos de sonicación. A continuación, en la etapa 102 se adquieren repetidamente datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética usando un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética. Los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética se adquieren en momentos diferentes durante la sonicación de los múltiples puntos de sonicación. A continuación, en la etapa 104 se reconstruyen múltiples mapas térmicos repetidamente usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética. A continuación, en la etapa 106 se calcula un centro de masa de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas de calentamiento.

Luego, en la etapa 108 se seleccionan uno o más puntos de sonicación para cada uno de los centros de masas de calentamiento. El uno o más puntos de sonicación para cada uno de los centros de masas de calentamiento se seleccionan de tal manera que la sonicación es responsable esencialmente del calentamiento que es visible en el mapa térmico respectivo. A continuación, en la etapa 110 se determina una corrección de direccionamiento espacialmente dependiente usando los centros de masas de calentamiento y el uno o más puntos de sonicación. Finalmente, en la etapa 110 se controla el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable de acuerdo con la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

La figura 2 muestra un instrumento 200 médico según una realización de la invención. 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 una perforación 206 a través del centro del mismo. El imán tiene un criostato enfriado por helio líquido con bobinas superconductoras. También es posible usar imanes permanentes o resistivos. El uso de diferentes tipos de imanes también es posible, 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 porque el criostato se ha dividido en dos secciones para permitir el acceso al isoplano del imán, tales imanes pueden usarse, por ejemplo, de manera conjunta con terapia de haces de partículas cargadas. Un imán abierto tiene dos secciones de imán, una por encima de la otra con un espacio en el medio que es lo suficientemente grande como para recibir 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. En el interior del criostato del imán cilíndrico hay un conjunto de bobinas superconductoras. Dentro de la perforación 206 del imán cilíndrico hay una zona 308 de obtención de imágenes en la que el campo magnético es lo suficientemente intenso y uniforme como para realizar una obtención de imágenes por resonancia magnética.

Dentro de la perforación 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 codificar espacialmente espines magnéticos dentro de la zona 208 de obtención de imágenes del imán 204. Las bobinas de gradiente de campo magnético se conectan a un suministro 212 de energía 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 codificar espacialmente en tres direcciones espaciales ortogonales. Un suministro 212 de energía 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 ajustarse en rampa o por pulsos.

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 procedentes 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 se conecta a un transceptor 216 de radiofrecuencia. La bobina 214 de radiofrecuencia y el transceptor 216 de radiofrecuencia pueden reemplazarse por bobinas de transmisión y recepción independientes y un transmisor y un 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. Igualmente, el transceptor 216 también puede representar transmisores y receptores independientes.

Se muestra un sujeto 218 que reposa sobre un soporte 220 de sujeto y está 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 guiar la ubicación de un punto 238 de sonicación de manera electrónica controlando la fase y/o la amplitud de la 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 se conecta a un mecanismo 228 que permite que el transductor 226 de ultrasonidos se repositone mecánicamente. El mecanismo 228 se conecta a un accionador 230 mecánico que está adaptado para accionar el mecanismo 228. El accionador 230 mecánico también representa un suministro de energía para suministrar energía eléctrica al transductor 226 de ultrasonidos. En algunas realizaciones el suministro de energía puede controlar la fase y/o la amplitud de la energía eléctrica a elementos transductores de ultrasonidos individuales. En algunas realizaciones el suministro 230 de energía/accionador mecánico está ubicado fuera de la perforación 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 224 llena de fluido y a través de una ventana 234 de ultrasonidos. En esta realización los ultrasonidos pasan luego a través de una almohadilla 236 de gel. La almohadilla 236 de gel no está presente necesariamente 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 ultrasónica entre el transductor 226 y el sujeto 218. Después de 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. El punto 238 de sonicación se está enfocando dentro de un volumen 240 objetivo. El volumen objetivo se determina mediante la secuencia de los múltiples puntos de sonicación. El punto 238 de sonicación puede moverse a través de una combinación de posicionar mecánicamente el transductor ultrasónico 226 y guiar de manera electrónica la posición del punto 238 de sonicación para tratar todo el volumen 240 objetivo.

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

10 Se muestra que el almacenamiento 250 informático contiene una secuencia 254 de pulsos. La secuencia 254 de pulsos o bien contiene instrucciones o bien contiene un cronograma que puede usarse para construir construcciones que permiten que el sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética adquiera datos 256 térmicos de resonancia magnética. Se muestra que el almacenamiento 250 informático almacena datos 256 térmicos de resonancia magnética adquiridos por el sistema 202 de obtención de imágenes por resonancia magnética. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene puntos 258 de sonicación. Los puntos de sonicación pueden almacenarse, por ejemplo, en forma de un plan de tratamiento o instrucciones para controlar el sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Los puntos 258 de sonicación contienen una secuencia de ubicaciones que van a sonicarse mediante el sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad.

20 Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene mapas 260 térmicos que se reconstruyeron mediante datos 256 térmicos de resonancia magnética adquiridos repetidamente. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene un conjunto de centros de masas 262 de calentamiento que se calcularon a partir de los mapas 260 térmicos. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene puntos 264 de sonicación seleccionados. Hay puntos 264 de sonicación seleccionados que se seleccionaron a partir de los puntos 258 de sonicación para cada uno del conjunto de centros de masas 262 de calentamiento. Los puntos 264 de sonicación seleccionados se seleccionaron de tal manera que fueran relevantes para la dosis térmica o de calentamiento que es evidente en el mapa 260 térmico particular. Se muestra además que el almacenamiento 250 informático contiene una corrección 266 de direccionamiento espacialmente dependiente que se calculó usando el conjunto de centros de masas 262 de calentamiento y los puntos 264 de sonicación seleccionados correspondientes.

35 Se muestra que la memoria 252 informática contiene un módulo 270 de control. El módulo de control contiene código ejecutable por ordenador que permite que el procesador 246 controle las operaciones y el funcionamiento del instrumento 200 médico. Por ejemplo, el módulo 270 de control puede usar la secuencia 254 de pulsos para adquirir los datos 256 térmicos de resonancia magnética. El módulo 270 de control también puede usar los puntos 258 de sonicación para sonicar el volumen 240 objetivo. Se muestra que la memoria 252 informática contiene además un módulo 272 de reconstrucción de mapas térmicos. El módulo 272 de reconstrucción de mapas térmicos contiene código ejecutable por ordenador que permite que el procesador 246 reconstruya mapas 260 térmicos a partir de los datos 256 térmicos de resonancia magnética. Se muestra además que la memoria 252 informática contiene un módulo 274 de determinación de centros de masas de calentamiento. El módulo 274 de determinación de centros de masas de calentamiento contiene código ejecutable por ordenador que permite que el procesador 246 determine el conjunto de centros de masas 262 de calentamiento a partir de los mapas 260 térmicos.

45 Se muestra que la memoria 252 informática contiene además un módulo 276 de selección de puntos de sonicación. El módulo 276 de selección de puntos de sonicación puede hacerse funcionar para seleccionar los puntos 264 de sonicación apropiados para cada uno del conjunto de centros de masas 262 de calentamiento. Se muestra que la memoria 252 informática contiene además un módulo 278 de determinación de corrección de direccionamiento espacialmente dependiente que permite que el procesador 246 calcule la corrección 266 de direccionamiento espacialmente dependiente usando el conjunto de centros de masas 262 de calentamiento y los puntos 264 de sonicación seleccionados. En su realización más sencilla, el módulo 278 de determinación de corrección de direccionamiento espacialmente dependiente puede ajustar sencillamente una línea o una curva a correcciones de direccionamiento determinadas en ubicaciones individuales. Se muestra además que la memoria 252 informática contiene un módulo 280 de corrección enfocada de ultrasonidos. El módulo 280 de corrección enfocada de ultrasonidos puede hacerse funcionar para modificar órdenes enviadas al sistema 222 de ultrasonidos enfocados de alta intensidad de tal manera que se usa la determinación de corrección de direccionamiento espacialmente dependiente cuando se sonica el sujeto 218.

60 En la mayoría de terapias de HIFU ablativas, se necesitan numerosos eventos de sonicación para someter el objetivo a ablación. Con el fin de que el tratamiento sea lo más seguro y eficiente posible, la región sometida a ablación mediante cada evento de sonicación individual debe ser lo más próxima en tamaño y ubicación a lo previsto. Como ejemplo, si la región realmente coagulada se desvía (por ejemplo) 5 mm en una dirección esto podría provocar un problema de seguridad grave si una estructura sensible está ubicada cerca. Para reducir la probabilidad de efectos sistemáticos sobre el registro defectuoso tal como imprecisiones de posicionamiento de robot así como efectos de primer orden de la heterogeneidad de trayectoria de haz, el procedimiento convencional actual consiste en usar una sonicación de prueba de baja potencia que induce a una temperatura no letal baja a partir de la que puede deducirse entonces el centro del calentamiento. La posición de transductor puede corregirse entonces en

consecuencia, ya que las desviaciones pequeñas pueden corregirse suficientemente bien mediante una traslación mecánica del transductor.

5 Sin embargo, si la subida de temperatura inducida de la toma de prueba es demasiado baja, entonces el centro
determinado del calentamiento es propenso a perturbaciones inducidas por ruido. Además, aunque la corrección se
efectúe correctamente para dicha posición de sonicación en la que se realizó la sonicación de prueba, se producirán
errores en la ubicación de sonicación si las trayectorias de haz de las sonicaciones planificadas difieren
suficientemente unas de otras. Habitualmente, las trayectorias de haz siempre difieren y la varianza para en las
10 trayectorias de haz determina meramente la amplitud del error en la ubicación de sonicación. Además, las
propiedades acústicas y térmicas varían a medida que el tratamiento continúa, presentando tejido ya sometido a
ablación dentro de la zona objetivo unos parámetros de tejido diferentes de los del tejido no sometido a ablación. Si
las ondas acústicas de sonicaciones posteriores pasan a través de (o bien total o bien parcialmente) estas regiones
ya sometidas a ablación, entonces la zona calentada real estará colocada erróneamente con respecto a la zona de
15 ablación prevista de ese evento de sonicación. Por tanto, hay muchos motivos por los que el uso de sólo una única
sonicación de prueba es insuficiente para una corrección de alta precisión de la posición de sonicación para todas
las sonicaciones terapéuticas posteriores. Esto puede afectar a la seguridad si hay estructuras sensibles cerca, y
desde luego afecta a la eficacia de la terapia ya que puede producirse un calentamiento en zonas no previstas que
no tienen el efecto terapéutico deseado. Esto a su vez hace que esas sonicaciones sean mucho menos útiles y se
necesitan tiempo y energía térmica adicionales para llevar a cabo la terapia tal como se prevé.

20 Realizaciones de la invención pueden cambiar de manera adaptativa la desviación basándose en la observada en
las ablaciones anteriores de esa sesión. Por ejemplo, puede asumirse que la posición de una ablación es el centro
de masa de la región en la que la dosis térmica alcanza un nivel letal. La dosis térmica es una integral temporal de la
temperatura y a menudo se usa como una estimación para el daño térmico adoptándose un nivel de 240 minutos
25 equivalentes a 43°C a menudo como el límite para la muerte celular. Si se usa más de un corte (en particular si
algunos cortes son perpendiculares a través de la región focal prevista) para una obtención de imágenes por RM de
la subida de temperatura, entonces puede obtenerse una estimación 3D del centro de masa de la región sometida a
ablación.

30 La desviación así obtenida puede usarse para corregir mejor los errores de ubicación de sonicación. Este
planteamiento ya supera de manera inherente el primer problema indicado anteriormente, que era el de una subida
de temperatura insuficiente en comparación con el nivel de ruido. Para que se produzca una ablación letal, las
temperaturas exceden normalmente al menos 55°C, lo que está 18°C por encima de la temperatura corporal central
y, por tanto, puede percibirse fácilmente. Por ejemplo, usar una dosis térmica tal como el centro de masa de una
35 zona de dosis de 240 EM puede ser más relevante que la temperatura ya que esta representa una estimación más
exacta de una región dañada térmicamente. El uso de una dosis térmica y el método de cálculo de la dosis térmica
pueden ser específicos del tejido. Por ejemplo, se usa 240 EM habitualmente en músculo esquelético y también en
miomas uterinos. En otros casos pueden usarse otros límites de dosis térmica.

40 En algunos tipos de tejidos, el daño también puede consistir más en un efecto de umbral de temperatura además de
la posibilidad de un efecto de dosis térmica. Por ejemplo, el calentamiento rápido que se produce en una ablación
por ultrasonidos puede aumentar con rapidez la dosis térmica desde un valor muy inferior al umbral hasta uno muy
superior en un periodo de tiempo muy corto, imitando de ese modo estrechamente un efecto de umbral de
45 temperatura. En lugar de una dosis térmica, para calcular un centro de masa también pueden usarse, por tanto,
estimaciones del daño celular debido a un calentamiento rápido. Las dependencias espaciales de los errores de
ubicación de sonicación están inducidas a menudo por las diferencias en las trayectorias de haz. En el caso de, por
ejemplo, una ablación de mioma uterino, esto, a su vez, se produce a partir de diferencias en el grosor de la capa de
grasa así como la proximidad al borde del mioma y el miometrio así como el ángulo de incidencia con respecto a la
50 capa de grasa, por nombrar los motivos probablemente más predominantes. Sin embargo, estos efectos sobre la
propagación de ondas en función de la distancia no son rápidos y el error de ubicación de sonicación normalmente
permanece dentro de unos 7 mm más o menos incluso dentro de miomas grandes. Para terapias de HIFU que
utilizan transductores externos, la desviación está predominantemente en la dirección de eje de haz del transductor,
que es la dirección anterior-posterior en terapia de miomas.

55 La figura 3 muestra un ejemplo de la desviación de CM (centro de masa) de ablación a partir de la ubicación de
sonicación prevista en función de la ubicación de sonicación prevista en la dirección de pies a cabeza. En la figura 3,
el CM de ablación está desviado en la dirección de pies a cabeza en función de la posición de la célula
de tratamiento (es decir, la ubicación de sonicación prevista) en la dirección de pies a cabeza en un mioma uterino.
En esta imagen puede observarse una clara dependencia espacial del desplazamiento de pies a cabeza en función
60 de la ubicación de pies a cabeza de la sonicación prevista. En la figura 3 la ubicación de sonicación prevista en la
dirección 300 de pies a cabeza es el eje x y la desviación de la ubicación de sonicación real a partir de la ubicación
prevista en la dirección 302 de pies a cabeza se muestra en el eje y. Ambas ubicaciones se facilitan en milímetros.
La ubicación 300 de sonicación prevista corresponde al conjunto de puntos de sonicación y la ubicación 302 de
sonicación real corresponde a la región de ablación que se determina usando los mapas térmicos. En esta figura
65 puede observarse que la desviación a partir de la ubicación 302 prevista muestra una dependencia espacial. La
figura 3 ilustra que probablemente puede usarse un ajuste, o bien lineal o bien con una curva polinómica o alguna

otra, para aumentar la precisión con la que se dirige la sonicación.

Para facilidad de planificación las sonicaciones previstas (denominadas células de tratamiento en la plataforma de MR-HIFU Sonalleve de Philips) se colocan a menudo en un plano perpendicular al eje de haz de transductor. Este plano, denominado en este caso plano de tratamiento, puede estar inclinado o no basándose en la angulación del transductor. El motivo para usar planos en esta dirección es que las regiones de ablación son normalmente alargadas en la dirección del eje de haz para la mayoría de transductores externos y de ese modo de todas maneras forman una región sometida a ablación de 3D. Entonces puede realizarse un ajuste espacial de 2D en la desviación de CM, para AP (de anterior a posterior), ID (de izquierda a derecha) y PC (de pies a cabeza), de la región de ablación inducida por las sonicaciones ya realizadas dentro del plano de tratamiento. Una posibilidad es realizar un ajuste de superficie de 2D a las desviaciones de región de ablación AP, ID y PC de manera independiente y luego realizar una interpolación para dar la posición de la próxima sonicación. Esta posición de 3D puede usarse luego como una estimación para la probable desviación de sonicación si no se realiza ninguna corrección, y por tanto aplicarse como una corrección trasladando mecánicamente el transductor en consecuencia. Los valores de CM usados para el ajuste deben ser a partir del mismo marco de referencia, lo que significa que la corrección mecánica aplicada para sonicaciones anteriores puede eliminarse con el fin de que el ajuste se realice sobre valores de desviación que son comparativos y dependientes sólo de la ubicación de sonicación prevista. Esta idea también puede utilizarse para cuando no se usa ningún plano de tratamiento usando un ajuste de 3D en su lugar. Sin embargo, las sonicaciones que usan diferentes grados de angulación de transductor pero posiciones de centro de célula de tratamiento similares, no es probable que provoquen una desviación de ubicación de ablación similar. En esos casos, las diferentes angulaciones deben o bien tratarse de manera independiente o bien aplicarse como dimensiones adicionales al ajuste.

El propio ajuste puede ser un polinomio de un orden lo suficientemente bajo como para que los efectos no sistemáticos (tal como una escasa variabilidad de tejido local) no tengan un impacto demasiado dominante. También pueden usarse otros ajustes, pero la cantidad de coeficientes que han de estimarse debe seguir siendo baja y la función usada no debe tener una derivada demasiado grande, puesto que las desviaciones de ubicación de sonicación no cambian con rapidez en función del desplazamiento debido a la composición de tejido dentro de la trayectoria de haz, cambiando sólo lentamente con el movimiento del objetivo.

Aunque las diferencias de ubicación de célula de tratamiento en la desviación de ablación son normalmente bastante lentas, puesto que las propiedades de tejido no cambian con rapidez en función de la posición, esto no es cierto si partes de la región ya se han sometido a ablación. Las zonas sometidas a ablación pueden ser muy localizadas y pueden tener además propiedades acústicas y térmicas muy diferentes. En primer lugar, una perfusión es habitualmente inexistente en un tejido sometido a ablación, pero el mayor impacto en la ubicación de ablación se produce a partir de los cambios en la absorción y la impedancia y ultrasonidos inducidas en muchos tejidos como resultado de la ablación. A medida que el tejido se somete a ablación, las proteínas se desnaturalizan y la densidad del tejido cambia cuando la distribución de agua dentro del tejido se altera. Este cambio de densidad provoca un cambio de la impedancia acústica, lo que a su vez cambia la propagación de ondas significativamente. Se sabe que grandes diferencias de impedancia provocan reflexiones parciales de las ondas de ultrasonidos. Cualquiera que sea la causa real, la energía de ultrasonidos no se propaga normalmente de manera tan profunda en tejido sometido a ablación recientemente como en tejido funcional no sometido a ablación. Puesto que las zonas sometidas a ablación pueden ser muy localizadas, realizar entonces un ajuste polinómico de orden bajo será incorrecto si se incluyen sonicaciones realizadas en regiones ya sometidas a ablación. Una alternativa es permitir un ajuste polinómico de mayor orden independiente en esas regiones, pero no es necesariamente probable que esto constituya un planteamiento sólido. Además, es muy probable que las ablaciones que están planificadas en una región ya sometida a ablación se desplacen a partir de su ubicación prevista.

En algunos casos, puede estar previsto que las sonicaciones sean tan cercanas a regiones sometidas a ablación que las ondas de ultrasonidos necesitarán parcialmente propagarse a través de regiones ya sometidas a ablación. Este es el escenario más probable. En tal caso, las ondas que atraviesan el tejido sometido a ablación se reflejarán más que las que pasen a través de tejido intacto. Esto hará en efecto que el foco se produzca en una ubicación que está desplazada a partir de la ubicación de sonicación prevista en una dirección que se aleja de la región sometida a ablación cuando se observa en perpendicular al eje de haz. El desplazamiento puede ser significativo y un medio de ocuparse de esto es emitir una advertencia al usuario si la trayectoria de haz planificada se cruza con tejido ya sometido a ablación. Otra posible solución es usar trazado de rayos o alguna otra herramienta de simulación acústica, para evaluar el nivel de distorsión que es probable que se produzca.

Pueden suceder cosas similares si la sonicación planificada es cercana al borde del objetivo, o pasa a través de una trayectoria de haz significativamente diferente. Por ejemplo, si una sonicación está planificada para el borde en la dirección ID/PC de un mioma uterino, entonces más o menos la mitad de las ondas de ultrasonidos se propagan a través del miometrio para alcanzar el foco mientras que la otra mitad se propagan a través del mioma uterino. Los dos tejidos tienen diferentes propiedades acústicas así como térmicas, que provocan que la ubicación de sonicación realizada difiera de aquellas en las que se propagan la mayoría de todas las ondas de ultrasonidos principalmente dentro del mioma. El desplazamiento dependerá de los cambios espaciales locales en las propiedades de tejido y no es fácil de evaluar. Sin embargo, una solución podría ser permitir que se apliquen correcciones de orden superior en

los mismos bordes del tejido objetivo, aunque esto requeriría una alta cantidad de observaciones para que fuera fiable.

El uso de un ajuste espacial, por ejemplo un polinomio de orden bajo, en de una a tres dimensiones puede usarse para evaluar y corregir las desviaciones espaciales de la región de ablación. La corrección puede realizarse desplazando mecánicamente el transductor en consecuencia. Si se requieren desviaciones grandes para alcanzar la precisión deseada, entonces probablemente deben eliminarse los valores iniciales de los últimos ajustes ya que un desplazamiento lineal mecánico no constituye una estimación válida de la corrección necesaria si la trayectoria de haz se cambia significativamente debido a una corrección de desviación grande. Las desviaciones de región de ablación deben transformarse en el mismo marco de referencia para que el ajuste sea válido (corrección mecánica eliminada). Para desviaciones pequeñas, también pueden realizarse desplazamientos electrónicos si se usa un transductor de matriz en fase. Pueden usarse herramientas de simulación acústica para facilitar información adicional.

Si dentro de la trayectoria de haz de una sonicación planificada hay tejido ya sometido a ablación, entonces puede emitirse una advertencia que indique que es probable que la ablación esté desplazada. La cantidad de solapamiento de la trayectoria de haz con la región sometida a ablación afectará al grado de desplazamiento, y la dirección de desplazamiento se alejará de la región sometida a ablación si el solapamiento se produce en el campo próximo de la trayectoria de haz y sólo parcialmente. Esto puede tenerse en cuenta cuando se realiza una ablación cerca de estructuras sensibles que han de evitarse. Pueden usarse herramientas de simulación acústica para facilitar información adicional.

Cuando se está muy cerca del extremo del tejido objetivo, puede haber distorsiones más intensas en la forma de haz que de otro modo, y puede ser insuficiente un ajuste polinómico de orden inferior. Entonces pueden usarse ajustes espaciales de orden superior hacia los extremos pero esto puede ser susceptible de errores. También pueden usarse en este caso herramientas de simulación acústica.

La figura 4 muestra cómo un ajuste polinómico de 1^{er} orden en dos dimensiones reduce la desviación de PC de los datos mostrados en la figura 3. En este caso los datos 304 sin corregir están marcados con una estrella y los datos corregidos están marcados con un círculo 400. Los círculos 400 indican una desviación de ubicaciones de ablación en la dirección de pies a cabeza en función de la posición de la célula de tratamiento después de aplicarse un ajuste polinómico de primer orden de 2-D. Puede observarse que la desviación a partir de la ubicación prevista es menor que con el conjunto de datos 304 original. Esto indica cómo pueden usarse realizaciones de la invención para aumentar la precisión de direccionamiento de un sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad. Al igual que con la figura 3, la figura 4 muestra una desviación de CM de ubicaciones de ablación en la dirección de pies a cabeza en función de la posición de la célula de tratamiento (es decir, la ubicación de sonicación prevista) en la dirección de pies a cabeza en un mioma uterino antes de la corrección (estrellas azules) y después de una corrección de ajuste polinómico de 1^{er} orden de 2D (círculos rojos).

No se aplicó ninguna corrección para las 4 primeras ablaciones durante las que sólo se aplicó la corrección de toma de prueba. Esto fue con el fin de que el ajuste de coeficiente 3 tuviera datos suficientes para un ajuste fiable. Una alternativa sería usar una corrección de orden cero para las primeras ablaciones. Usando la estrategia de corrección sugerida, la desviación de PC absoluta media se redujo de 1,08 mm a 0,65 mm en las restantes sonicaciones para el caso estudiado. Las desviaciones son menos dependientes de diferencias de tejido locales en perpendicular a la trayectoria de haz y, por tanto, pueden usarse órdenes polinómicos superiores para esos ajustes mientras que incluso pueden aplicarse correcciones de orden cero en la dirección de AP.

Como posible mejora, empezando desde la segunda sonicación la desviación encontrada durante la primera ablación puede usarse como corrección de orden cero. Una vez que se encuentra que los desplazamientos están por encima de una determinada amplitud de umbral y se realizan una cantidad suficiente de sonicaciones para conceder importancia estadística a la dependencia espacial observada, entonces pueden introducirse ajustes espaciales para corregir adicionalmente los desplazamientos. Este es un planteamiento más refinado que es probable que produzca correcciones mejoradas en comparación con los planteamientos indicados anteriormente. Esto puede extenderse para someter a prueba correlaciones espaciales de orden superior y luego incluir estas correcciones si de hecho se encuentra que los coeficientes son estadísticamente significativos con un valor p dado, por ejemplo. También pueden aplicarse ajustes de orden superior y puede volver a estimarse la importancia real de cada coeficiente después de cada sonicación si es necesario. Las dependencias cuyos coeficientes se muestra que no son significativos pueden eliminarse una por una, empezando por el coeficiente menos importante. Esta es una manera de reducir la posibilidad de ajustarse al ruido, es decir varianzas locales que no ayudan a explicar el comportamiento global.

La figura 5 ilustra una representación de un mapa 500 térmico. Las curvas 500 representan o bien las curvas de un mapeo de temperatura o un mapa de dosis térmica. La cruz 502 indica un centro de masa 502 de calentamiento indicado por el mapa 500 térmico. La cruz 504 indica una ubicación 504 de sonicación prevista. La flecha 506 ilustra un desplazamiento a partir del centro de masa de calentamiento desde la ubicación 504 de sonicación. El desplazamiento 506 que usa un grupo de o un conjunto de centros de masas de calentamiento puede usarse para

derivar la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

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

10 Los expertos en la técnica pueden entender y efectuar 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, la palabra "que comprende" no excluye otros elementos o etapas. Un único procesador u otra unidad puede llevar a cabo las funciones de diversos elementos mencionados en las reivindicaciones. 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 mediante Internet u otros sistemas de telecomunicación por cable o inalámbricos. No debe interpretarse que ningún signo de referencia en las reivindicaciones limita el alcance.

Lista de números de referencia

- 20 200 instrumento médico
- 202 sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética
- 204 imán
- 25 206 perforación de imán
- 208 zona de obtención de imágenes
- 30 210 bobinas de gradiente de campo magnético
- 212 suministro de energía de bobina de gradiente de campo magnético
- 214 bobina de radiofrecuencia
- 35 216 transceptor
- 218 sujeto
- 40 220 soporte de sujeto
- 222 sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad
- 224 cámara llena de fluido
- 45 226 transductor de ultrasonidos
- 228 mecanismo
- 50 230 suministro de energía/accionador mecánico
- 232 trayectoria de ultrasonidos
- 234 ventana de ultrasonidos
- 55 236 almohadilla de gel
- 238 punto de sonicación
- 60 240 volumen objetivo
- 242 sistema informático
- 244 interfaz de hardware
- 65 246 procesador

| | | |
|----|-----|---|
| | 248 | interfaz de usuario |
| | 250 | almacenamiento informático |
| 5 | 252 | memoria informática |
| | 254 | secuencia de pulsos |
| | 256 | datos térmicos de resonancia magnética |
| 10 | 258 | puntos de sonicación |
| | 260 | mapas térmicos |
| 15 | 262 | conjunto de centros de masas de calentamiento |
| | 264 | puntos de sonicación seleccionados |
| | 266 | corrección de direccionamiento espacialmente dependiente |
| 20 | 270 | módulo de control |
| | 272 | módulo de reconstrucción de mapas térmicos |
| 25 | 274 | módulo de determinación de centros de masas de calentamiento |
| | 276 | módulo de selección de puntos de sonicación |
| | 278 | módulo de determinación de corrección de direccionamiento espacialmente dependiente |
| 30 | 280 | módulo de corrección de foco de ultrasonidos |
| | 300 | ubicación de sonicación prevista [mm] |
| 35 | 302 | ubicación de sonicación real [mm] |
| | 304 | sin corregir |
| | 500 | mapa térmico |
| 40 | 502 | centro de masa de calentamiento |
| | 504 | ubicación de sonicación |
| 45 | 506 | desplazamiento |

REIVINDICACIONES

1. Instrumento (200) médico que comprende:
 - 5 - un sistema (202) de obtención de imágenes por resonancia magnética que puede hacerse funcionar para adquirir datos (256) térmicos de resonancia magnética a partir de un sujeto (218) ubicado al menos parcialmente dentro de una zona (208) de obtención de imágenes del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética;
 - 10 - un sistema (222) de ultrasonidos enfocados de alta intensidad en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco (238) ajustable, en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en múltiples puntos (240) de sonicación dentro de la zona de obtención de imágenes;
 - 15 - un procesador (246) para controlar el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad y el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética;
 - 20 - una memoria (252) para almacenar instrucciones (270, 272, 274, 276, 278, 280) ejecutables por máquina para su ejecución mediante el procesador, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador:
 - controle (100) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación para superar un umbral terapéutico;
 - 25 - controle (102) el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir repetidamente los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética;
 - reconstruya repetidamente (104) múltiples mapas (260) térmicos usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética;
 - 30 - determine una distribución de dosis térmica acumulada dependiente del tiempo usando los múltiples mapas térmicos;
 - calcule (106) un centro de masa (502) de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas (262) de calentamiento, en el que el conjunto de centros de masas de calentamiento se calculan buscando al menos un máximo en la distribución de dosis térmica;
 - 35 - seleccione (108) varios puntos (264) de sonicación a partir de los múltiples puntos de sonicación para cada elemento del conjunto de centros de masas de calentamiento, en el que el uno o más puntos de sonicación se seleccionan usando un criterio predeterminado;
 - 40 - determine (110) una corrección (266) de direccionamiento espacialmente dependiente comparando cada elemento del conjunto de los centros de masas de calentamiento con el uno o más puntos de sonicación; y
 - 45 - controle (112) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.
2. Instrumento médico según la reivindicación 1, en el que la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador determine una desviación actual del foco basándose en desviaciones de sonicaciones anteriores.
3. Instrumento médico según la reivindicación 1, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador determine la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente comparando una traslación dependiente del tiempo del al menos un máximo con la secuencia de los múltiples puntos de sonicación.
4. Instrumento médico según la reivindicación 1, en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad comprende un transductor de ultrasonidos con un sistema (228) de posicionamiento mecánico, y en el que el foco ajustable se desvía al menos parcialmente mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente accionando el sistema de posicionamiento mecánico.
5. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el foco ajustable puede controlarse de manera electrónica al menos parcialmente, en el que el foco ajustable se desvía al menos parcialmente controlando el foco ajustable de manera electrónica.
6. Instrumento médico según la reivindicación 4 ó 5, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el

procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente al mismo tiempo que controla el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación.

- 5
7. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador controle el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable después de haberse sonicado un número predeterminado de los múltiples puntos de sonicación.
- 10
8. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador calcule una corrección de foco para los múltiples puntos de sonicación que no se han sonicado aún usando la distribución de dosis térmica dependiente del tiempo y un modelo de ultrasonidos.
- 15
9. Instrumento médico según la reivindicación 8, en el que la ejecución de las instrucciones hace además que el procesador genere un mensaje de advertencia si la corrección de foco es mayor que un valor predeterminado.
- 20
10. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente se determina realizando un ajuste polinómico a la dosis térmica y a los múltiples puntos de sonicación.
- 25
11. Instrumento médico según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el criterio predeterminado es uno cualquiera de los siguientes: que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad sonique el uno o más puntos de sonicación dentro de un periodo predeterminado antes de la adquisición de los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética correspondientes al centro de masa de calentamiento, excluir puntos de sonicación fuera de una distancia predeterminada del centro de masa de calentamiento, seleccionar puntos de sonicación usando un ajuste determinado mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente, seleccionar el uno o más puntos de sonicación usando un ajuste vecino determinado mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente de otros puntos de sonicación dentro de una distancia vecina predeterminada del uno o más puntos de sonicación, y combinaciones de los mismos.
- 30
- 35
12. Producto de programa informático que comprende instrucciones (270, 272, 274, 276, 278, 280) ejecutables por máquina para su ejecución mediante un procesador que controla un instrumento (200) médico que comprende un sistema (202) de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir datos (256) térmicos de resonancia magnética a partir de un sujeto (218) ubicado al menos parcialmente dentro de una zona (208) de obtención de imágenes del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética, en el que el instrumento médico comprende además un sistema (222) de ultrasonidos enfocados de alta intensidad, en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad tiene un foco (238) ajustable, en el que el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad puede hacerse funcionar para controlar el foco ajustable para sonicar el sujeto en múltiples puntos (240) de sonicación dentro de la zona de obtención de imágenes, en el que la ejecución de las instrucciones hace que el procesador:
- 40
- 45
- controle (100) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para sonicar secuencialmente los múltiples puntos de sonicación para superar un umbral terapéutico;
- 50
- controle (102) el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para adquirir repetidamente los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética;
 - reconstruya (104) múltiples mapas (260) térmicos repetidamente usando los datos térmicos de obtención de imágenes por resonancia magnética;
- 55
- determine una distribución de dosis térmica acumulada dependiente del tiempo usando los múltiples mapas térmicos;
 - calcule (106) un centro de masa (502) de calentamiento para cada uno de los múltiples mapas térmicos creando un conjunto de centros de masas (262) de calentamiento, en el que el conjunto de centros de masas de calentamiento se calculan buscando al menos un máximo en la distribución de dosis térmica;
- 60
- seleccione (108) varios puntos de sonicación a partir de los múltiples puntos de sonicación para cada elemento del conjunto de centros de masas de calentamiento, en el que el uno o más puntos de sonicación se seleccionan usando un criterio predeterminado;
- 65
- determine (110) una corrección (266) de direccionamiento espacialmente dependiente comparando cada

elemento del conjunto de los centros de masas de calentamiento con el uno o más puntos de sonicación; y

- controle (112) el sistema de ultrasonidos enfocados de alta intensidad para desviar el foco ajustable mediante la corrección de direccionamiento espacialmente dependiente.

5

FIG. 1

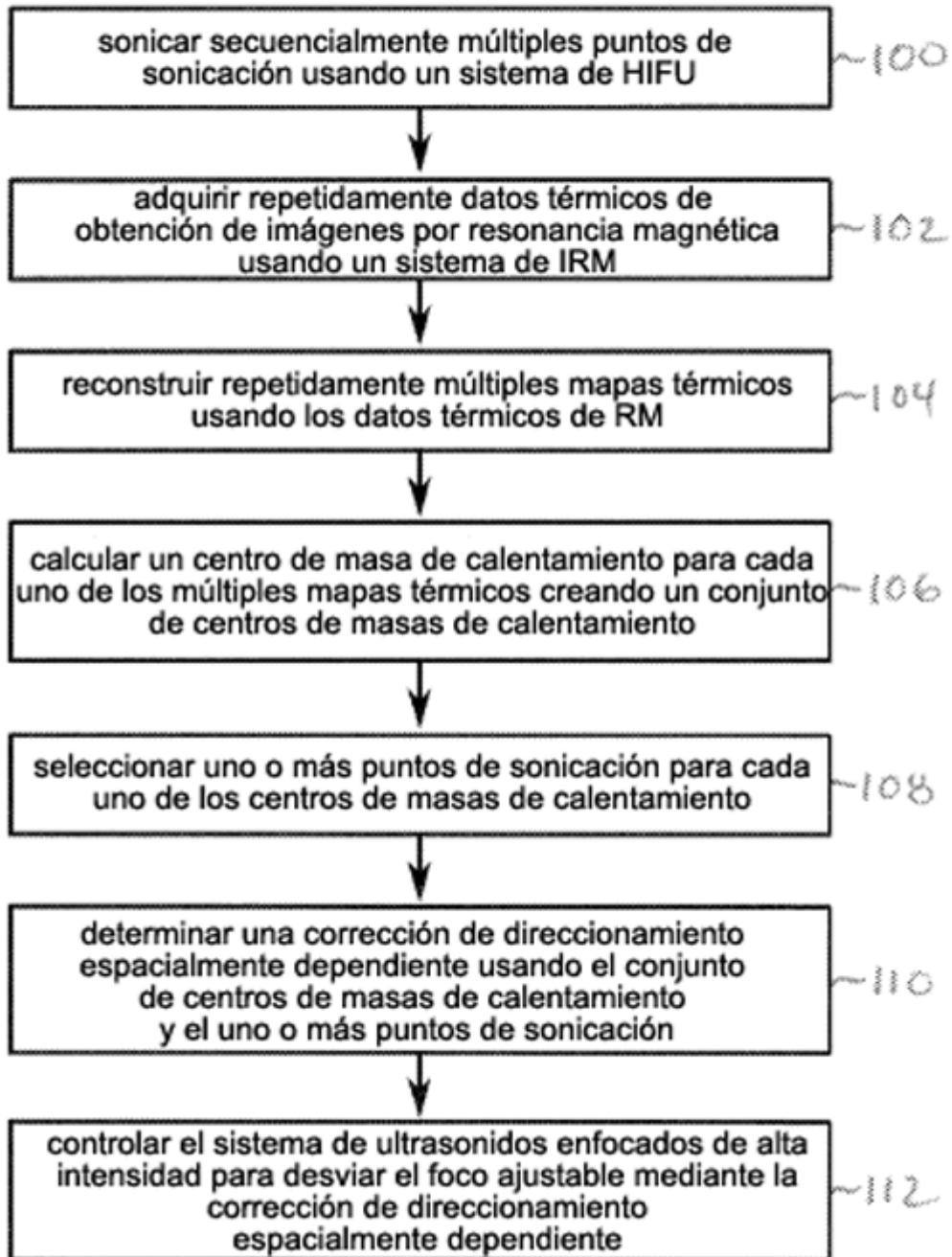


FIG. 2

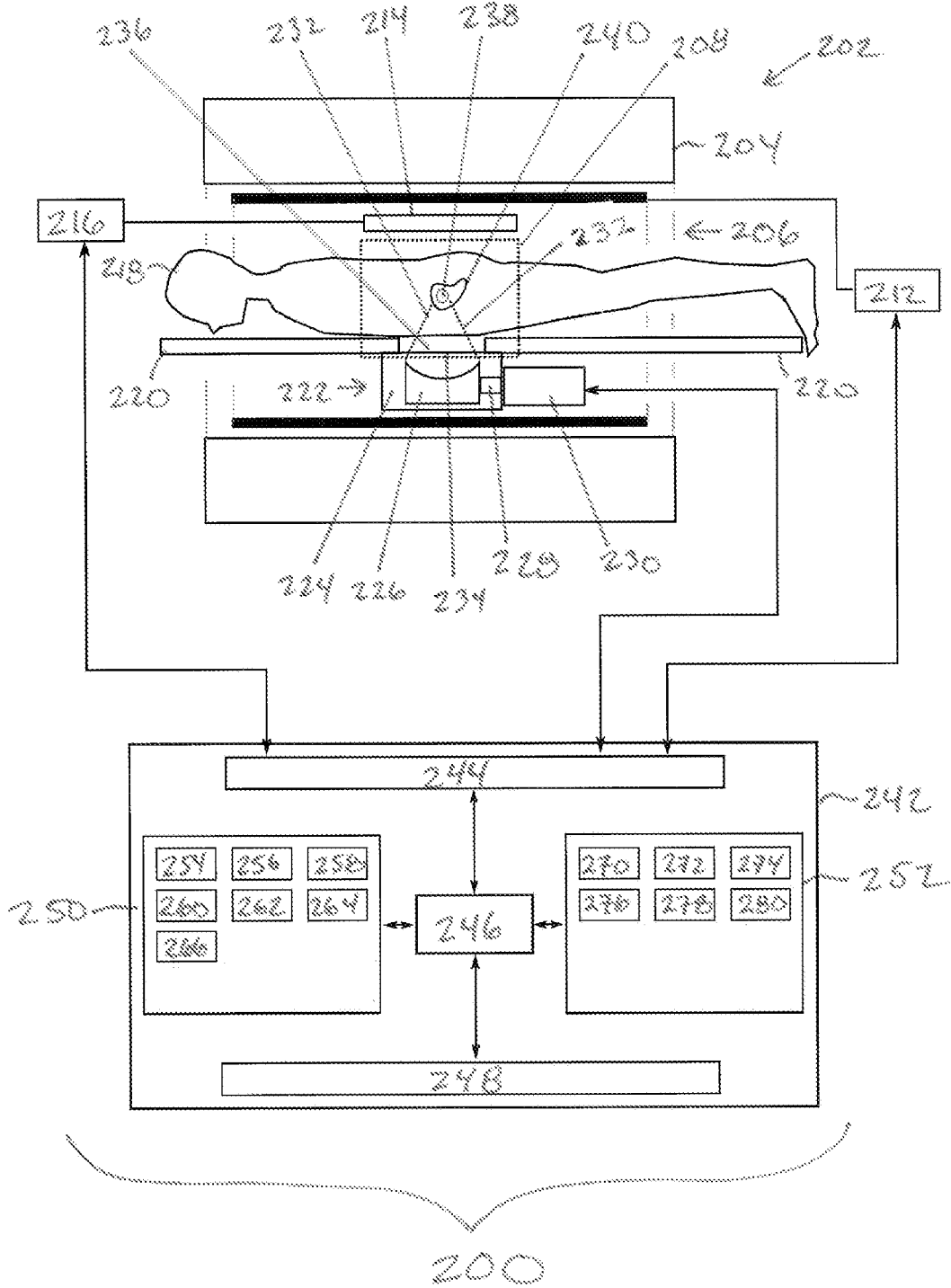


FIG. 3

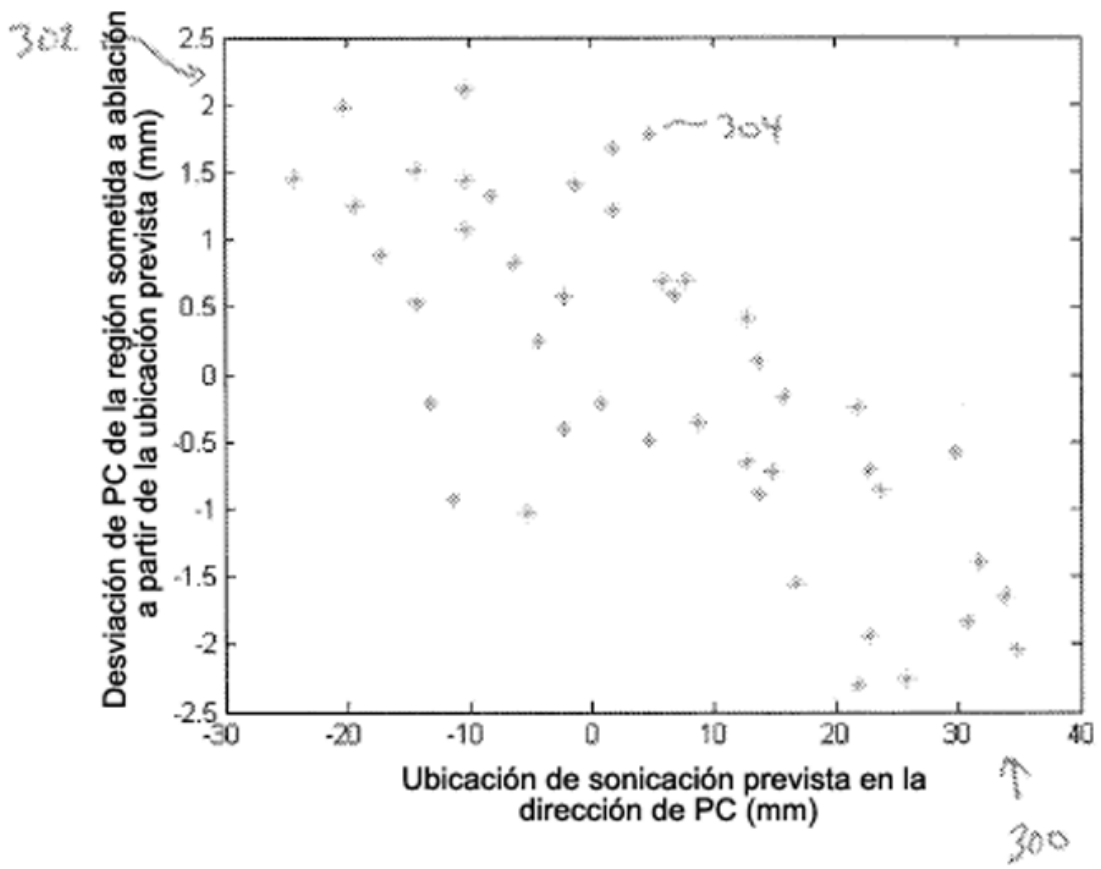


FIG. 4

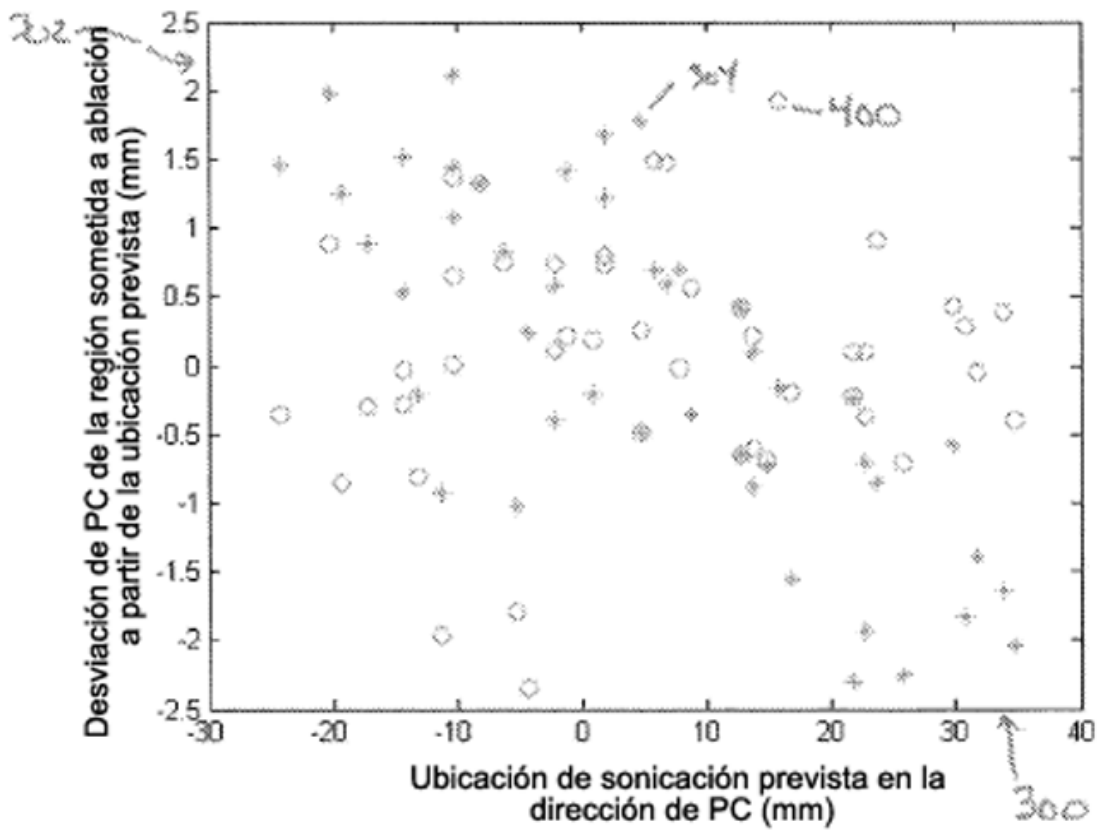


FIG. 5

