(11) **MX 434093 B**

(12) **Patente**

(45) Fecha de publicación: **20260519**
(22) Fecha de presentación: **20220908**
(21) Número de solicitud: **2022011198**
(86) Datos de la solicitud PCT: **PCT/US2021/021464**
(87) Datos de publicación PCT: **WO 2021/183484**

(51)Clasificaciones CIP: ***A61B 5/055*** (2006.01) ***G01R 33/38*** (2006.01) ***G01R 33/46*** (2006.01) ***G01R 33/385*** (2006.01)

(52)Clasificaciones CPC: **A61B 5/055** *(2022.01)* **G01R 33/385** *(2013.01)* **G01R 33/445** *(2013.01)* **G01R 33/3808** *(2013.01)* *G01R 33/4835* (2013.01)

(30) Prioridad(es):
20200309 US 62/987,292

(71) Solicitante:
PROMAXO, INC.
WASHINGTON STREET 70 SUITE 407 94607 CALIFORNIA US

(72) Inventores:
Aleksandar NACEV
19TH STREET 3828A 94114 CALIFORNIA US
Muller Francis DE MATOS GOMES

(74) Representante:
Vicente Octavio ESPEJO HINOJOSA
LEIBNITZ 117 PH1 MIGUEL HIDALGO CIUDAD DE MEXICO
11590 MX

(54) Título: CODIFICACIÓN DE FASE CON PULSOS DE BARRIDO DE FRECUENCIA PARA IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN CAMPOS MAGNÉTICOS INHOMOGÉNEOS.

(54) Title: PHASE ENCODING WITH FREQUENCY SWEEP PULSED FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING IN INHOMOGENEOUS MAGNETIC FIELDS

(57) Resumen: Se describen aparatos, sistemas y métodos de IRM de un solo lado. Un método puede incluir transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa. El pulso de excitación de barrido de frecuencia puede ser un pulso de gorjeo. La codificación de esta manera puede evitar que los ecos de giro se desvíen y evitar el truncamiento del espacio k en ciertos casos. Además, las imágenes resultantes se pueden combinar de manera más eficiente.

(57) Abstract: Single-sided MRI apparatuses, systems, and methods are disclosed. A method can include transmitting a frequency sweep excitation pulse comprising a low-to-high frequency sweep; phase encoding during the frequency sweep excitation pulse; and tuning the amount of phase accumulated during the frequency sweep excitation pulse from adjacent slices in the slab. The frequency sweep excitation pulse can be a chirp pulse. Encoding in this way can prevent spin echoes from drifting and prevent /(-space truncation in certain instances. Moreover, the resultant images can be combined more efficiently.

MX/a/2022/011198

CODIFICACIÓN DE FASE CON PULSOS DE BARRIDO DE FRECUENCIA PARA IMÁGENES POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN CAMPOS MAGNÉTICOS INHOMOGÉNEOS

REFERENCIA CRUZADA A LA SOLICITUD RELACIONADA

Esta solicitud reivindica el beneficio de prioridad en virtud del art. § 119(e) del título 35 del Código de los Estados Unidos con respecto a la solicitud de patente provisional de los Estados Unidos núm. 62/987,292, titulada SYSTEMS AND METHODS FOR LIMITING *k*-SPACE TRUNCATION IN A SINGLE-SIDED MRI SCANNER, presentada el 9 de marzo de 2020, cuya descripción completa se incorpora en la presente descripción como referencia.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

Los escáneres de imagen por resonancia magnética (IRM) de un solo lado o abiertos generalmente tienen un campo magnético de gradiente permanente o inherente a lo largo de un eje longitudinal que se extiende desde el aparato de IRM de un solo lado hasta un campo de visión. El campo magnético de gradiente permanente se puede producir por imanes de tierras raras y dos juegos de bobinas de gradiente en la cara de los imanes permanentes. Esta orientación permite obtener imágenes dentro de un campo de visión por encima de la cara del imán. Al diseñar un sistema con este factor de forma, es posible obtener imágenes sin tener que encerrar la región que se va a tomar. Por lo tanto, se puede entonces obtener una imagen sin que el paciente ingrese en un orificio, lo que permite que el escáner se use con otros dispositivos médicos, tales como un robot de biopsia, por ejemplo. También es más cómodo para los pacientes claustrofóbicos que se le tomen las imágenes fuera de un orificio de imagen que de un escáner de IRM convencional encerrado. Las IRM de un solo lado también pueden ser portátiles y pueden tomar imágenes de cualquier elemento situado dentro del campo de visión.

El uso de una bobina de gradiente de superficie con un escáner de un solo lado, aunque generalmente es necesario para el escaneo de un solo lado, puede resultar en un cambio del campo de visión a lo largo del eje Z, un eco de deriva y/o, en última instancia, en el truncamiento del espacio *k*, lo que puede causar desenfoque y limitar efectivamente la calidad de imagen obtenida por el escáner de IRM de un solo lado.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

En un aspecto de la presente descripción, un método para obtener imágenes de una

MX/a/2022/011198

losa que tiene al menos dos cortes con un aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado que define un campo magnético de gradiente inherente que se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas en un campo de visión, comprende transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa.

En otro aspecto de la presente descripción, un aparato de imágenes magnéticas, que comprende un imán permanente, un juego de bobinas de gradiente, un electroimán, una bobina de radiofrecuencia, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de imágenes magnéticas con relación a un primer eje hacia el campo de visión, en donde el primer eje es perpendicular al imán permanente, y un circuito de control configurado para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes, en donde la imagen comprende: transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Las características novedosas de los diversos aspectos se exponen con particularidad en las reivindicaciones adjuntas. Los aspectos descritos, sin embargo, tanto en cuanto a la organización como a los métodos de operación, se pueden entender mejor mediante referencia a la siguiente descripción, tomada junto con los dibujos acompañantes.

La Figura 1 es una vista en perspectiva de un escáner de IRM, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 2 es una vista en perspectiva despiezada del escáner de IRM de la Figura 1, en la que se exponen el conjunto de imán permanente y los conjuntos de bobinas de gradiente dentro de la carcasa, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 3 es una vista en elevación del escáner de IRM de la Figura 1, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 4 es una vista en elevación del escáner de IRM de la Figura 1, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 5 es una vista en perspectiva del conjunto de imán permanente del escáner de IRM de la Figura 1, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 6 es una vista en elevación del conjunto de bobinas en gradiente y el conjunto de imán permanente del sistema de IRM mostrado en la Figura 1, de acuerdo con varios

MX/a/2022/011198

aspectos de la presente descripción.

La Figura 7 ilustra el posicionamiento ilustrativo de un paciente para obtener imágenes mediante un escáner de IRM de un solo lado para determinados procedimientos quirúrgicos e intervenciones, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 8 es un esquema de control para un sistema de IRM de un solo lado, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 9 es un esquema del gradiente magnético a lo largo del eje Z, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 10 es una representación gráfica del gradiente X a lo largo del eje X, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 11 es una colección de imágenes de IRM que comparan cortes de imágenes que representan el campo de visión cambiante a lo largo del eje Z y cortes de imágenes que no representan el campo de visión cambiante a lo largo del eje Z, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 12 es una representación gráfica dela ubicación de los ecos en el tiempo a medida que uno se mueve a través de la tabla de fases, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 13 es un diagrama de una secuencia de pulsos que compensa el campo de visión variable en cortes a lo largo del eje Z, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 14 es un gráfico representativo de un pulso de frecuencia de barrido, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 15 es un diagrama de flujo de etapas en una secuencia de impulsos que representa el campo de visión cambiante en los cortes a lo largo del eje Z, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

Las Figuras 16A a 16F son una colección de cortes de imágenes de IRM, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

La Figura 17 es una colección de cortes de imagen de IRM, de acuerdo con varios aspectos de la presente descripción.

Los dibujos adjuntos no pretenden estar trazados a escala. Los caracteres de referencia correspondientes indican las partes correspondientes en las distintas vistas. Para mayor claridad, no todos los componentes se pueden etiquetar en cada dibujo. Las ejemplificaciones establecidas en la presente descripción ilustran determinadas modalidades de la invención, en una forma, y tales ejemplificaciones no se deben interpretar como limitantes del alcance de la invención de ninguna manera.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCIÓN

El Solicitante también es propietario de la Solicitud Internacional de Patente titulada PULSE SEQUENCES AND FREQUENCY SWEEP PULSES FOR SINGLE-SIDED MAGNETIC RESONANCE IMAGING, presentada el 9 de marzo de 2021, que reivindica la prioridad a la Solicitud de Patente Provisional de los Estados Unidos núm. 62/987,286, titulada SYSTEMS AND METHODS FOR ADAPTING DRIVEN EQUILIBRIUM FOURIER TRANSFORM FOR SINGLE-SIDED MRI, presentada el 9 de marzo de 2020, ambas se incorporan como referencia en la presente descripción en sus respectivas totalidades.

Las siguientes solicitudes de patentes internacionales se incorporan en la presente descripción como referencia en sus respectivas totalidades:

- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/018352, titulada SYSTEMS AND METHODS FOR ULTRALOW FIELD RELAXATION DISPERSION, presentada el 14 de febrero de 2020, ahora publicación internacional núm. WO2020/168233;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/019530, titulada SYSTEMS AND METHODS FOR PERFORMING MAGNETIC RESONANCE IMAGING, presentada el 24 de febrero de 2020, ahora publicación internacional núm. WO2020/172673;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/019524, titulada PSEUDO-BIRDCAGE COIL WITH VARIABLE TUNING AND APPLICATIONS THEREOF, presentada el 24 de febrero de 2020, ahora publicación internacional núm. WO2020/172672;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/024776, titulada SINGLE-SIDED FAST MRI GRADIENT FIELD COILS AND APPLICATIONS THEREOF, presentada el 25 de marzo de 2020, ahora publicación Internacional núm. WO2020/198395;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/024778, titulada SYSTEMS AND METHODS FOR VOLUMETRIC ACQUISITION IN A SINGLE-SIDED MRI SYSTEM, presentada el 25 de marzo de 2020, ahora publicación internacional núm. WO2020/198396;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2020/039667, título SYSTEMS AND METHODS FOR IMAGE RECONSTRUCTIONS IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING, presentada el 25 de junio de 2020, ahora Publicación Internacional núm. WO2020/264194;
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2021/014628, titulada MRI-GUIDED ROBOTIC SYSTEMS AND METHODS FOR BIOPSY, presentada el 22 de enero de 2021; y
- Solicitud Internacional núm. PCT/US2021/018834, titulada RADIO FREQUENCY RECEPTION COIL NETWORKS FOR SINGLE-SIDED MAGNETIC RESONANCE IMAGING, presentada el 19 de febrero de 2021.

La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos núm. 2018/0356480, titulada UNILATERAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM WITH APERTURE FOR INTERVENTIONS AND

MX/a/2022/011198

METHODOLOGIES FOR OPERATING SAME, publicada el 13 de diciembre de 2018, se incorpora en la presente descripción como referencia en su totalidad.

Antes de explicar varios aspectos de un sistema y métodos de IRM en detalle, se debe señalar que los ejemplos ilustrativos no se limitan en su aplicación o uso a los detalles de construcción y disposición de las piezas ilustradas en los dibujos y la descripción adjuntos. Los ejemplos ilustrativos se pueden implementar o incorporar en otros aspectos, variaciones, y modificaciones, y se pueden practicar o llevar a cabo de varias maneras. Además, a menos que se indique de otra forma, los términos y expresiones empleados en la presente descripción se han elegido con el propósito de describir los ejemplos ilustrativos para la conveniencia del lector y no son con el propósito de limitar los mismos. Además, se apreciará que uno o más de los aspectos descritos a continuación, expresiones de aspectos, y/o ejemplos, se pueden combinar con uno o más de uno cualquiera de los aspectos descritos a continuación, expresiones de aspectos, y/o ejemplos.

De acuerdo con varios aspectos, se proporciona un sistema de IRM que puede incluir una región de obtención de imágenes única que se puede desplazar de la cara de un imán. Tales sistemas de IRM de compensación y de un solo lado son menos restrictivos en comparación con los escáneres de IRM tradicionales. Además, este factor de forma puede tener un gradiente de campo magnético incorporado o inherente que crea un intervalo de valores de campo magnético sobre la región de interés. En otras palabras, el campo magnético inherente puede ser inhomogéneo. La inhomogeneidad de la intensidad del campo magnético en la región de interés para el sistema de IRM de un solo lado puede ser de más de 200 partes por millón (ppm). Por ejemplo, la inhomogeneidad de la intensidad del campo magnético en la región de interés para el sistema de IRM de un solo lado puede estar entre 200 ppm y 200,000 ppm. En varios aspectos de la presente descripción, la inhomogeneidad en la región de interés puede ser mayor que 1,000 ppm y puede ser mayor que 10,000 ppm. En un ejemplo, la inhomogeneidad en la región de interés puede ser 81,000 ppm.

El gradiente de campo magnético inherente puede generarse mediante un imán permanente dentro del escáner de IRM. La intensidad del campo magnético en la región de interés para el sistema de IRM de un solo lado puede ser menor que 1 Tesla (T), por ejemplo. Por ejemplo, la intensidad del campo magnético en la región de interés para el sistema de IRM de un solo lado puede ser menor que 0.5 T. En otros casos, la intensidad del campo magnético puede ser mayor que 1 T y puede ser 1.5 T, por ejemplo. Este sistema puede funcionar a una menor intensidad de campo magnético en comparación con los sistemas de IRM típicos, lo que permite una relajación en las restricciones de diseño de la bobina de RX y/o permite el uso de mecanismos adicionales, como la robótica, por ejemplo, con el escáner de IRM. Los sistemas robóticos ilustrativos guiados por IRM se describen además en la Solicitud Internacional núm. PCT/US2021/014628, titulada MRI-GUIDED ROBOTIC SYSTEMS AND METHODS FOR BIOPSY, presentada el 22 de enero de 2021, por ejemplo.

MX/a/2022/011198

Las Figuras 1-6 ilustran un escáner de IRM 100 y sus componentes. Como se muestra en las Figuras 1 y 2, el escáner de IRM 100 incluye una carcasa 120 que tiene una cara o superficie frontal 125, que es cóncavo y rebajado. En otros aspectos, la cara de la carcasa 120 puede ser plana y plana. La superficie frontal 125 se puede orientar hacia el objeto del que se obtienen imágenes con el escáner de IRM. Como se muestra en las Figuras 1 y 2, la carcasa 120 incluye una unidad de imán permanente 130, una bobina de transmisión de radiofrecuencia (TX) 140, un conjunto de bobina de gradiente 150, un electroimán 160, y una bobina de recepción de radiofrecuencia (RX) 170. En otros casos, la carcasa 120 puede no incluir el electroimán 160. Además, en determinados casos, la bobina de recepción de RF 170 y la bobina de transmisión de RF 140 se pueden incorporar en una serie de bobinas combinadas de Tx/Rx.

Con referencia principalmente a las Figuras 3-5, el conjunto de imán permanente 130 incluye una serie de imanes. La serie de imanes que forman el conjunto de imán permanente 130 se configuran para cubrir la superficie frontal 125, o superficie orientada hacia el paciente, del escáner de IRM 100 (ver la Figura 3) y se muestran como barras horizontales en la Figura 4. El conjunto de imán permanente 130 incluye una pluralidad de imanes permanentes cilíndricos en una configuración paralela. Con referencia principalmente a la Figura 5, el conjunto de imán permanente 130 comprende placas paralelas 132 que se mantienen unidas por los soportes 134. El sistema se puede acoplar a la carcasa 120 del escáner de IRM 100 en un soporte 136. Puede haber una pluralidad de orificios 138 en las placas paralelas 132. El conjunto de imán permanente 130 puede incluir cualquier material magnético adecuado, que incluye pero no se limita a materiales magnéticos basados en tierras raras, tales como, por ejemplo, materiales magnéticos basados en neodimio, por ejemplo.

El conjunto de imán permanente 130 define una abertura u orificio de acceso 135, que puede proporcionar acceso al paciente a través de la carcasa 120 desde el lado opuesto de la carcasa 120. En otros aspectos de la presente descripción, la serie de imanes permanentes que forman un ensamble de imán permanente en la carcasa 120 puede ser sin orificios y definir una disposición ininterrumpida o contigua de imanes permanentes sin un orificio definido a través del mismo. Aún en otros casos, la serie de imanes permanentes en la carcasa 120 puede formar más de una abertura de perforación/acceso a través de este.

De acuerdo con varios aspectos de la presente descripción, el conjunto de imán permanente 130 proporciona un campo magnético B0 en una región de interés 190 que está a lo largo del eje Z, mostrado en la Figura 1. El eje Z es perpendicular al conjunto de imán permanente 130. Dicho de manera diferente, el eje Z se extiende desde un centro del conjunto de imán permanente 130 y define una dirección del campo magnético B0 lejos de la cara del conjunto de imán permanente 130. El eje Z puede definir la dirección B0 del campo magnético primario. El campo magnético primario B0 puede disminuir a lo largo del eje Z, es decir, un gradiente inherente, más lejos de la cara del

MX/a/2022/011198

conjunto de imán permanente 130 y en la dirección indicada con la flecha en la Figura 1.

En un aspecto, la inhomogeneidad del campo magnético en la región de interés 190 para el conjunto de imán permanente 130 puede ser aproximadamente 81,000 ppm. En otro aspecto, la inhomogeneidad de la intensidad de campo magnético en la región de interés 190 para el conjunto de imán permanente 130 puede estar entre 200 ppm a 200,000 ppm y puede ser mayor que 1,000 ppm en determinados casos, y mayor que 10,000 ppm en varios casos.

En un aspecto, la intensidad de campo magnético del conjunto de imán permanente 130 puede ser menor que 1 T. En otro aspecto, la intensidad de campo magnético del conjunto de imán permanente 130 puede ser menor que 0.5 T. En otros casos, la intensidad de campo magnético del conjunto de imán permanente 130 puede ser mayor que 1 T y puede ser 1.5 T, por ejemplo. Con referencia principalmente a la Figura 1, el eje Y se extiende hacia arriba y hacia abajo desde el eje Z y el eje X se extiende hacia la izquierda y hacia la derecha desde el eje Z. El eje X, el eje Y y el eje Z son todos ortogonales entre sí y la dirección positiva de cada eje se indica mediante la flecha correspondiente en la Figura 1.

Las bobinas de transmisión de RF 140 se configuran para transmitir formas de onda de RF y campos electromagnéticos asociados. Los pulsos de RF de las bobinas de transmisión de RF 140 se configuran para rotar la magnetización producida por el imán permanente 130 al generar un campo magnético efectivo, denominado B1, que es ortogonal a la dirección del campo magnético permanente (por ejemplo, un plano ortogonal).

Con referencia principalmente a la Figura 3, el conjunto de bobinas de gradiente 150 incluye dos conjuntos de bobinas de gradiente 152, 154. Los conjuntos de bobinas de gradiente 152, 154 se posicionan sobre la cara o superficie frontal 125 del conjunto de imán permanente 130 intermedio del conjunto de imán permanente 130 y la región de interés 190. Cada conjunto de bobinas de gradiente 152, 154 incluye una porción de bobina en lados opuestos del orificio 135. Con referencia a los ejes en la Figura 1, el conjunto de bobinas de gradiente 154 puede ser el conjunto de bobinas de gradiente correspondiente al eje X, por ejemplo, y el conjunto de bobinas de gradiente 152 puede ser el conjunto de bobinas de gradiente correspondiente al eje Y, por ejemplo. Las bobinas de gradiente 152, 154 permiten la codificación a lo largo del eje X y el eje Y, como se describe adicionalmente en la presente descripción.

De acuerdo con varios aspectos, mediante el uso del escáner de IRM 100 ilustrado en las Figuras 1-6, un paciente puede colocarse en cualquier número de posiciones diferentes en dependencia del tipo de exploración anatómica. La Figura 7 muestra un ejemplo donde la pelvis se escanea con el escáner de IRM 100. Para realizar la exploración, se puede colocar al paciente 210 sobre una superficie en posición de litotomía. Como se ilustra en la Figura 7, para la exploración pélvica, el paciente 210 se puede posicionar para que su espalda descanse sobre una mesa y las

MX/a/2022/011198

piernas levantadas para que descanse contra la parte superior del escáner 100. La región pélvica se puede posicionar directamente delante del conjunto de imán permanente 130 y el orificio 135 y la región de interés 190 está en la región pélvica del paciente 210.

Con referencia ahora a la Figura 8, se muestra un esquema de control para un sistema de IRM de un solo lado 300. El escáner de IRM de un solo lado 100 y/o sus componentes (Figuras 1-6) se pueden incorporar en el sistema de IRM 300 en varios aspectos de la presente descripción. Por ejemplo, el sistema de obtención de imágenes 300 incluye una unidad de imán permanente 308, que puede ser similar al conjunto de imán permanente 130 (ver Figuras 2-5) en varios casos. El sistema de obtención de imágenes 300 también incluye bobinas de transmisión de RF 310, que pueden ser similares a la bobina de transmisión de RF 140 (ver Figura 3), por ejemplo. Además, el sistema de obtención de imágenes 300 incluye bobinas de recepción de RF 314, que pueden ser similares a las bobinas de recepción de RF 170 (véase la Figura 3), por ejemplo. En varios aspectos, las bobinas de transmisión de radiofrecuencia 310 y/o las bobinas de recepción de radiofrecuencia también se pueden colocar en la carcasa de un escáner de IRM y, en determinados casos, las bobinas de transmisión de radiofrecuencia 310 y las bobinas de recepción de radiofrecuencia 314 se pueden combinar en bobinas integradas Tx/Rx. El sistema 300 también incluye bobinas de gradiente 320, que se configuran para generar campos de gradiente para facilitar la imagen del objeto en el campo de visión 312.

El sistema de IRM de un solo lado 300 también incluye una computadora 302, que está en comunicación de señal con un espectrómetro 304, y se configura para enviar y recibir señales entre la computadora 302 y el espectrómetro 304.

El campo magnético principal B0 generado por el imán permanente 308 se aleja del imán permanente 308 y se aleja de las bobinas de transmisión de radiofrecuencia 310 en el campo de visión 312. El campo de visión 312 contiene un objeto del que se obtienen imágenes por el sistema de IRM 300.

Durante el proceso de obtención de imágenes, el campo magnético principal B0 se extiende hacia el campo de visión 312. La dirección del campo magnético efectivo (B1) cambia en respuesta a los impulsos de RF y a los campos electromagnéticos asociados de las bobinas de transmisión de RF 310. Por ejemplo, las bobinas de transmisión de RF 310 se configuran para transmitir selectivamente señales de RF o pulsos a un objeto en el campo de visión, por ejemplo, un tejido. Estos pulsos de RF alteran el campo magnético efectivo que experimentan las vueltas en la muestra (por ejemplo, un tejido del paciente). Cuando los pulsos de RF se encienden, el campo efectivo experimentado por los giros en la resonancia es únicamente el pulso de RF, lo que cancela efectivamente el campo B0 estático. Los pulsos de RF pueden ser pulsos de barrido de frecuencia o gorjeo, por ejemplo, como se describe adicionalmente en la presente descripción.

Además, cuando el objeto en el campo de visión 312 se excita con pulsos de RF de

MX/a/2022/011198

las bobinas de transmisión de radiofrecuencia 310, la precesión del objeto genera una corriente eléctrica inducida, o corriente de RM, que se detectan por las bobinas de recepción de RF 314. Las bobinas de recepción de RF 314 pueden enviar los datos de excitación a un preamplificador de RF 316. El preamplificador de RF 316 puede aumentar o aumentar las señales de datos de excitación y enviarlas al espectrómetro 304. El espectrómetro 304 puede enviar los datos de excitación a la computadora 302 para su almacenamiento, análisis y construcción de imágenes. La computadora 302 puede combinar múltiples señales de datos de excitación almacenadas para crear una imagen, por ejemplo.

Desde el espectrómetro 304, las señales también se pueden transmitir a las bobinas de transmisión de radiofrecuencia 310 mediante un amplificador de potencia de RF 306, y a las bobinas de gradiente 320 a través de un amplificador de potencia de gradiente 318. El amplificador de potencia de RF 306 amplifica la señal y la envía a las bobinas de transmisión de RF 310. El amplificador de potencia de gradiente 318 amplifica la señal de la bobina de gradiente y la envía a las bobinas de gradiente 320.

Los sistemas y métodos para recopilar efectivamente espectros por resonancia magnética nuclear e imágenes por resonancia magnética en campos inhomogéneos, tales como con el escáner de IRM de un solo lado 100 y el sistema 300, por ejemplo, se describen en la presente descripción.

La obtención de imágenes con una IRM abierta o de un solo lado presentan muchos desafíos. Típicamente, se colocan dos conjuntos de bobinas de gradiente (ver la Figura 6) en sistemas de un solo lado en la cara del conjunto de imán permanente. Como resultado, la amplitud del gradiente disminuirá a medida que uno se aleje de la cara del conjunto de imán permanente. Por lo tanto, para una serie determinada de códigos de fase, el campo de visión cambiará a medida que uno se mueva a lo largo del eje del campo magnético permanente B0. En otras palabras, las bobinas de gradiente pulsado en un escáner de un solo lado tienen un pequeño componente a lo largo de la dirección del gradiente permanente.

La Figura 9 es un esquema 500 del gradiente de campo magnético a lo largo del eje Z para el escáner de IRM 100. El imán permanente 130 tiene un gradiente inherente a lo largo del eje Z. La fuerza del gradiente Z disminuye a medida que uno se aleja del imán permanente 130. El gradiente Z se puede ver en la flexión esquemática a medida que uno se aleja del imán permanente, lo que hace que la intensidad del gradiente disminuya. El escáner de IRM 100 tiene imágenes de varios cortes para crear una losa. Cada corte se excita para la obtención de imágenes en una frecuencia diferente. Las frecuencias más bajas excitan el tejido para los cortes más alejados del imán permanente y las frecuencias más altas excitan el tejido en cortes más cercanos al imán. En el plano eléctrico, la imagen axial o de losa está compuesta por varios cortes que van del $corte_0$ al $corte_n$. Cada corte tiene una frecuencia correspondiente de f_0 a f_n, donde f_0 es una frecuencia menor que f_n.

MX/a/2022/011198

Debido a cómo cambia el gradiente a lo largo del eje Z, cada corte tiene un campo de visión diferente. El campo de visión cambiante hace que el mismo objeto en diferentes cortes parezca encogerse y crecer a lo largo de los cortes en la dimensión Z porque la magnitud del gradiente también varía a lo largo del eje Z. Esto hace que las imágenes aparezcan más azuladas cuando se convierten en imágenes axiales debido a que están compuestas por varias imágenes de diferentes tamaños que colapsan entre sí. Por lo tanto, los cortes de la losa deben tener el mismo campo de visión y la misma escala para producir una imagen axial de alta calidad. Adicionalmente, hay gradientes magnéticos en el eje Y y el eje X creados por las bobinas de gradiente y los gradientes tienen una forma similar y tienen un efecto similar a lo largo de los ejes X e Y.

Con referencia a la Figura 10, una representación gráfica 600 proporciona un ejemplo de cómo cambia el gradiente X a medida que se mueve a lo largo del eje X. Los cambios en el gradiente X debido al movimiento a lo largo del eje se muestran como los diferentes tipos de líneas, que varían desde una distancia de 3 cm a 8.6 cm a lo largo del eje Z. En otras palabras, la pendiente del gradiente cambiará en dependencia de la distancia desde la cara del imán. La magnitud del cambio puede ser significativa. En otras palabras, el tamaño del objeto en la imagen puede cambiar tanto como un factor de 2 sobre solo 2.54 cm (1 pulgada) de movimiento a lo largo del eje Z. El cero en el eje X está en el centro del imán a lo largo del eje Z. A medida que uno se aleja del eje Z moviéndose a lo largo del eje X, el valor del gradiente puede cambiar significativamente. Cuanto más se mueva a lo largo del eje X, mayor será la magnitud del gradiente.

Para reiterar, las implicaciones de los campos magnéticos de gradiente en los escáneres de IRM de un solo lado son notables. Por ejemplo, excitar un corte grueso de un objeto (por ejemplo, un tejido) a lo largo del eje longitudinal del gradiente permanente (es decir, el eje Z) resultará en que la escala o el tamaño de imagen del objeto cambie a medida que uno se mueve a lo largo del eje Z. Una imagen 3D con cualquier grosor a lo largo del eje Z se escalará a un tamaño más pequeño, es decir, parecerá encogerse, a cortes de menor frecuencia, que son cortes colocados más lejos del imán permanente. Esto resulta en un desenfoque significativo de la imagen cuando se combinan cortes adyacentes, ya que las características de diferentes tamaños se superponen entre sí.

Como resultado de los gradientes que cambian a medida que se aleja del imán, el campo de visión cambiará a medida que uno se aleje de la cara del imán. La combinación de cortes con diferentes campos de visión en una losa hace que las características se vuelvan borrosas. La Figura 11 muestra cortes de imágenes de IRM, donde un conjunto representa el campo de visión cambiante a lo largo del eje Z y no un conjunto. En otras palabras, el diagrama 700 muestra cómo la escala de un objeto que se escanea puede cambiar si no se tiene en cuenta el campo de visión cambiante a lo largo del eje Z. Los cortes de la columna A (izquierda) muestran la estructura que cambia de tamaño a medida que uno se mueve a lo largo del eje Z. La columna B (derecha) muestra la estructura que

MX/a/2022/011198

se mantiene cerca del mismo tamaño porque se ha contabilizado el campo de visión cambiante.

El tamaño del objeto en la columna A aumenta a medida que uno se aleja del imán permanente a lo largo del eje Z debido al gradiente Z. La combinación de estos cortes en una imagen axial o un bloque resulta en una imagen borrosa, ya que el tamaño del objeto en los cortes adyacentes ha cambiado debido al cambio en el campo de visión. Dicho de otra manera, los objetos parecerán encogerse y crecer a lo largo de la dimensión Z porque la magnitud del gradiente también varía a lo largo de z. Esto hace que las imágenes aparezcan más azuladas cuando se convierten en imágenes axiales o losas debido a que se componen por varias imágenes de diferentes tamaños que colapsan juntas. Si se toma en cuenta el campo de visión que cambia la escala del objeto, se mantiene cerca del mismo y se obtiene una imagen mucho más clara cuando se combina en una losa.

Una implicación adicional del campo magnético de gradiente permanente de los sistemas de IRM de un solo lado, más allá del campo de visión variable, es la ubicación cambiante del eco de giro durante la codificación de imágenes con una bobina de gradiente de superficie. En el sistema de IRM de un solo lado, la codificación de imágenes se realiza mediante la codificación de fases; la codificación de frecuencia se realiza sólo con el gradiente permanente. Las señales recogidas con un sistema de IRM de un solo lado son algunas variaciones de un eco de giro, con la ventana de adquisición del conjunto de escáner de IRM para colocar el eco en el centro. Con el fin de formar un eco, la fase que se acumula después de la excitación debe volver a enfocarse en el momento en que comienza la adquisición.

Con referencia ahora a la Figura 12, la ubicación de los ecos también cambia a medida que uno se mueve a través de la tabla de fases, porque cada pulso de gradiente X o Y también añadirá alguna fase a lo largo de Z, que luego debe volver a enfocarse con el gradiente permanente. A medida que aumenta la resolución de la imagen, los ecos comenzarán a acercarse al borde de la ventana de adquisición. La representación gráfica 800 muestra cómo el eco de giro se mueve en el tiempo con relación a la cantidad de códigos de fase. La línea negra 810 muestra el centro de la ventana de adquisición. Si el tiempo y la fase no se contabilizan correctamente, entonces el eco de centrifugación podría estar fuera de la ventana de adquisición y pasarse por alto, lo que efectivamente truncaría el espacio *k* y la calidad de la imagen.

Cuando no se aplica ningún gradiente pulsado, el eco de giro se produce después del pulso de reenfoque, con el tiempo después de que se determina por la duración del pulso de excitación y el retraso entre el pulso de excitación y el pulso de reenfoque. Si se aplica un código de fase durante este período, la fase que imparte en el sistema no debe volver a enfocarse. Las componentes X e Y de una fase de codificación realizada con una bobina de gradiente de superficie no se volverán a enfocar durante una secuencia de eco de giro, lo que garantiza que la señal se codifica espacialmente. Sin embargo, el código de fase también transmitirá la fase Z a la señal. Esta fase Z se encuentra a lo

MX/a/2022/011198

largo del mismo eje que el gradiente permanente, lo que significa que su presencia cambiará cuando se forme el eco.

Si la fase a lo largo del eje Z debe volver a enfocarse antes de que se forme el eco, entonces la adición de la fase Z con un gradiente pulsado cambiará cuando se forme el eco. Por ejemplo, si se aplica un gradiente después de la excitación, la fase que se acumulará entre el pulso de excitación y el pulso de reenfoque será igual a la suma de la fase acumulada debido al gradiente permanente y la fase acumulada debido al gradiente pulsado. Si el gradiente pulsado es el mismo signo que el gradiente permanente, se adicionarán los dos. Por tanto, después del pulso de reenfoque, se necesitará más tiempo para que se produzca el eco porque tanto la fase del gradiente permanente como la fase del gradiente pulsado se volverán a enfocar por el gradiente permanente. Esto hará que el eco aparezca más tarde de lo que lo haría de cualquier otra manera. Cuanto más fuerte sea el gradiente pulsado, más tarde aparecerá el eco. Cambiar el signo del gradiente pulsado también puede tener el efecto opuesto, haciendo que el eco aparezca antes de lo esperado. Esto puede tener efectos catastróficos en la secuencia de obtención de imágenes.

En una secuencia de obtención de imágenes, el período de adquisición se define durante un período de tiempo fijo. La duración del período de adquisición no se puede cambiar arbitrariamente sin alterar la secuencia de impulsos de muchas otras maneras. Por ejemplo, la mayoría de los escáneres de un solo lado trabajan recogiendo un tren de ecos de giro, con el tiempo entre los pulsos de reenfoque lo más pequeño posible. Esto significa que el período de adquisición entre los pulsos de reenfoque también se mantiene lo más pequeño posible. Por lo tanto, si la ubicación del eco cambia a medida que uno avanza a través de la secuencia de obtención de imágenes, es posible que el eco se produzca antes o después de que comience el período de adquisición. Esto significa que la señal para esa codificación de fase se perderá.

Como resultado de la fase Z que se agrega a la señal mediante los gradientes X e Y pulsados, existe efectivamente una resolución máxima que se puede lograr sin tener que aumentar la separación de eco de la secuencia de pulsos. Los ecos producidos en los bordes del espacio *k*, cuando los gradientes pulsados son fuertes, se pueden perder, lo que resulta en un espacio *k*, donde la amplitud de la señal cae antes que de cualquier otra manera. El espacio *k* se trunca efectivamente, lo que generalmente lleva a la necesidad de recopilar una adquisición más amplia, lo que requerirá sacrificar la relación señal/ruido (SNR) para obtener un tiempo de eco más prolongado.

Para resumir, mediante el uso de una bobina de gradiente de superficie con un escáner de IRM de un solo lado, algo necesario para que el escáner sea de un solo lado, resulta en un campo de visión cambiante a lo largo del eje Z, un eco de deriva y, en última instancia, en el truncamiento del espacio *k.* Esto limita efectivamente la calidad de imagen de un escáner de IRM de un solo lado.

De acuerdo con varios aspectos de la presente descripción, es posible compensar la

MX/a/2022/011198

fase agregada mediante la aplicación de un código de fase durante un pulso de excitación de barrido de frecuencia o gorjeo. Un pulso de barrido de frecuencia puede afectar los giros a diferentes frecuencias en diferentes momentos durante un pulso. Esto significa que también es posible impartir diferentes cantidades de fase a diferentes frecuencias aplicando una codificación de fase durante un pulso de excitación. Los giros excitados al comienzo del pulso pueden acumular más fase que los giros excitados al final del pulso, lo que puede acumular poca fase.

De acuerdo con varios aspectos, si los giros más alejados del imán permanente se excitan primero, y si se aplica un código de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia, entonces aquellos giros más alejados pueden acumular más fase que los giros más cercanos al imán permanente, que se pueden excitar al final. Esto puede invertir la forma habitual en que los giros acumulan fase de una bobina de gradiente superficial, lo que permite contrarrestar la variación normal en la fuerza del gradiente a lo largo del eje Z. Al ajustar con precisión la cantidad de fase acumulada durante la excitación de barrido de frecuencia y durante una codificación de fase posterior, es posible aplicar una cantidad pareja de fase al plano X-Y a lo largo del eje Z del imán permanente.

La Figura 13 muestra una secuencia de pulsos 900 que se configura para compensar el campo de visión variable en cortes a lo largo del eje Z producido por bobinas de gradiente superficial (ver, por ejemplo, las bobinas de gradiente 152, 154 en la Figura 6) Esta compensación se logra con la codificación de fase aplicada durante un pulso de excitación de barrido de frecuencia. En varios casos, los pulsos de barrido de frecuencia descritos en la presente descripción son gorjeos o pulsos de gorjeo que tienen un barrido de frecuencia lineal. Un pulso de excitación de gorjeo puede definir un barrido de frecuencia lineal de bajo a alto. También se contemplan otros aumentos monotónicos de frecuencia baja a alta. Las bajas frecuencias excitan el tejido más lejos del conjunto de imán permanente (ver, por ejemplo, el conjunto de imán permanente 130 en la Figura 2) y las altas frecuencias excitan el tejido más cerca del conjunto de imán permanente, por lo que al final del pulso, los cortes más lejos del imán se habrán codificado en fase por más tiempo, compensando el gradiente que es más débil. El primer pulso 902 en la secuencia de pulsos es un pulso de excitación de barrido de frecuencia 902, con la dirección de barrido de frecuencia de gorjeo establecida de baja a alta. Los gradientes en las direcciones X e Y comienzan a desfasarse 918 y 922, respectivamente, y son reenfocados por el segundo pulso 904 en la secuencia de pulsos. El gradiente en Z es constante durante toda la secuencia de pulsos. El segundo pulso 904 es un pulso de reenfoque que reenfoca los gradientes X e Y. Después del segundo pulso 904, se produce un eco espectral 906 en el que los gradientes X e Y desfasen 920 y 924, respectivamente. Después del eco espectral 906, la señal se lee con un tren de eco de gorjeo 908. El tren de eco de gorjeo 908 comprende un tercer pulso 910, un eco giratorio 912, un cuarto pulso 914, y un eco espectral 916. En un aspecto, el tercer pulso 910 puede ser un segundo pulso de reenfoque y el cuarto pulso 914 puede ser un segundo pulso de

MX/a/2022/011198

excitación.

En esta implementación, el campo de visión cambiante se compensa en exceso durante el pulso de excitación y luego se equilibra con la codificación de fase. La cantidad de fase acumulada durante el barrido de frecuencia se debe ajustar con precisión para aplicar una cantidad uniforme de fase al plano X-Y de los cortes de los que se va a obtener imágenes. Dicho de otra manera, la cantidad de fase en cada corte necesita ajustarse con precisión para representar el campo de visión cambiante. Dicho de otra manera, la escala del objeto en cada corte se debe ajustar para que todos los cortes tengan el mismo objeto con la misma escala. Por ejemplo, la sintonización puede realizarse ajustando la potencia del pulso de gradiente aplicado durante el pulso de barrido de frecuencia mientras se recoge una imagen 2D a lo largo de los ejes X-Z o Y-Z. La potencia de gradiente se puede aumentar hasta que el tamaño del objeto no cambie a lo largo del eje Z. Luego, los cortes se pueden combinar en una imagen de losa de alta calidad sin que se produzca desenfoque alguno a partir de la combinación.

La Figura 14 muestra un gráfico representativo 1000 de un pulso de frecuencia de barrido o pulso de gorjeo, donde la dirección de barrido se establece de baja a alta. Un pulso de excitación de gorjeo, con la dirección de barrido establecida de baja a alta, es un ejemplo de pulso de excitación de barrido de frecuencia. La frecuencia de un pulso de gorjeo con la dirección de barrido establecida de baja a alta comienza a una frecuencia baja, y la frecuencia aumenta a través del tiempo durante la duración del pulso. El pulso puede comenzar a la frecuencia más baja deseada y finaliza una vez que se alcanza la frecuencia máxima deseada. La frecuencia de pulso en el gráfico 1000 puede ser una compensación de frecuencia negativa a positiva para la frecuencia de banda base. En otras palabras, la frecuencia pasa de negativa a positiva más la frecuencia de banda base. Por ejemplo, para un barrido de frecuencia de +/- 100 KHz, el barrido es de la frecuencia de banda base menor de 100 KHz a la frecuencia de banda base más 100 KHz.

La frecuencia de un pulso de gorjeo puede variar desde una frecuencia mínima (más baja) deseada hasta una frecuencia máxima (más alta) deseada. La velocidad de barrido del pulso es la diferencia entre la frecuencia más alta y la frecuencia más baja del pulso dividida por el tiempo necesario para ir entre la frecuencia más alta y la frecuencia más baja. En un aspecto, el intervalo de frecuencia que se cubre por los pulsos de frecuencia de barrido usados en la secuencia de pulsos de frecuencia de barrido 900 puede ser de -20 KHz a 20 KHz, es decir, un intervalo de 40 KHz, con una frecuencia central que varía de losa a losa. Por ejemplo, una losa podría estar centrada en 2.62 MHz, 2.75 MHz, 2.65 MHz, 2.72 MHz, 2.79 MHz, 2.69 MHz, etc. Para una losa centrada en 2.62 MHz, el pulso de gorjeo barrería de 2.60 MHz a 2.64 MHz, es decir, un intervalo de 40 KHz. En otros aspectos de la presente descripción, los anchos de banda tan bajos como 10 KHz hasta tan altos como 200 KHz pueden usarse en el pulso de barrido de frecuencia. Además, el intervalo de barrido puede ser inferior

MX/a/2022/011198

a 40 KHz en varios casos.

Con referencia de nuevo a la Figura 9, f_0 puede corresponder a la frecuencia más baja del pulso de gorjeo y f_n puede corresponder a la frecuencia más alta del pulso de gorjeo. El pulso de gorjeo excita el tejido más lejos del conjunto de imán permanente primero, tal como el tejido en la ubicación del $corte_0$, y excita el tejido cerca del conjunto de imán permanente más adelante, tal como el tejido en la ubicación del $corte_n$. Dicho de otra manera, los cortes adyacentes comprenden un corte proximal y un corte distal, donde el corte proximal se coloca más cerca del aparato de obtención de imágenes magnéticas que el corte distal, y un objetivo en el corte distal se excita antes que un objetivo en el corte proximal. El intervalo de frecuencia del pulso de gorjeo puede corresponder a los cortes de la losa de la que se obtienen imágenes.

Con referencia de nuevo a la Figura 13, el primer pulso 902 es un pulso de excitación de gorjeo con la dirección de barrido establecida de baja a alta. Este pulso excita el tejido en cortes más alejados del conjunto del imán permanente antes de excitar el tejido en cortes más cercanos al conjunto del imán permanente. Mediante la codificación de fase durante la excitación quiral, hay una cantidad diferente de fase acumulada a diferentes frecuencias. Específicamente, los cortes más alejados del conjunto de imán permanente acumulan más fase que los cortes más cercanos al conjunto de imán permanente. Dicho de otra manera, el objetivo en los cortes que son más distales del conjunto de imán permanente acumula más fase que el objetivo en los cortes que son más proximales al conjunto de imán permanente. La codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia junto con el ajuste de la fase acumulada en cada corte puede representar las fases en cada corte y evitar que el eco se desvíe fuera de la ventana de adquisición 810 (Figura 12). Después de considerar el campo de visión cambiante en cortes a lo largo del eje Z, los cortes se pueden combinar en una losa para producir una imagen axial de alta calidad, donde la escala del objeto en cada corte es del mismo tamaño.

La Figura 15 es un diagrama de flujo 1100 para las etapas en una secuencia de pulsos para representar el campo de visión cambiante en los cortes a lo largo del eje Z. En 1110, el proceso comienza con la generación de un campo magnético de gradiente inherente que se extiende desde un lado de un aparato de imágenes magnéticas con relación al eje Z (Figura 1) hacia el campo de visión. A continuación, en 1120, se transmite un pulso de excitación de barrido de frecuencia, que comprende un barrido de frecuencia baja a alta. Este pulso excita el tejido en lugares/cortes más alejados del escáner de IRM de un lado primero y el tejido en lugares más cercanos al escáner de IRM al final. En 1130, la codificación de fase comienza durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de 1120. La codificación de fase se puede realizar durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia para acumular una cantidad diferente de fase en diferentes frecuencias del barrido de frecuencia. Los cortes se relacionan con la frecuencia y las frecuencias más lejos del aparato de obtención de imágenes

MX/a/2022/011198

magnéticas acumulan más fase que los cortes más cercanos al aparato de obtención de imágenes. Finalmente, a 1140, la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia se ajusta para aplicar una cantidad uniforme de fase al plano X-Y a lo largo del eje Z del imán. Dicho de otra manera, la cantidad de fase acumulada en los cortes durante el barrido de frecuencia se ajusta de manera que se pueda ajustar el campo de visión cambiante para cada corte. Por ejemplo, la sintonización se puede realizar ajustando la potencia del pulso de gradiente aplicado durante el pulso de gorjeo mientras se recoge una imagen 2D a lo largo de los planos X-Y o Y-Z. La potencia de gradiente se puede aumentar hasta que el tamaño del objeto no cambie a lo largo del eje Z. Después de la etapa de sintonización, la señal se lee con un tren de eco de gorjeo. Por ejemplo, el objetivo de tener en cuenta el campo de visión cambiante es que el objeto de cada corte tenga la misma escala. Sin tener en cuenta los cambios en el campo de visión, el objeto en cortes adyacentes parecería más grande o más pequeño debido a cómo cambió el campo de visión debido al gradiente. La combinación de cortes con diferentes campos de visión resulta en una imagen axial borrosa o una losa. Representar el cambio en el campo de visión a lo largo del eje Z permite combinar los cortes en una imagen axial o losa de alta calidad.

Al codificar las imágenes de esta manera, se pueden resolver varios problemas con los sistemas de IRM de un solo lado, lo que permite que los sistemas de IRM de un solo lado se apliquen de manera más amplia. La codificación de esta manera puede evitar que los ecos de giro se desvíen, lo que evita que se desvíen de la ventana de adquisición. Esto puede evitar aún más que el espacio *k* se trunque y, por lo tanto, permitir que el sistema de IRM de un solo lado recolecte imágenes de mayor resolución. El campo de visión también puede dejar de cambiar a lo largo del eje Z, lo que hace que la combinación de cortes de imagen a lo largo del eje Z sea más eficiente, lo que resulta en una SNR más alta y tiempos de escaneo más cortos.

Las Figuras 16A a 16F muestran una colección 1200 de cortes de imágenes. Las figuras 16A, 16B y 16C en la fila superior 1210 muestran un corte axial de una imagen 3D recogida con gradientes X e Y que también varían a lo largo del eje Z. Cuando los gradientes varían significativamente, como se muestra en las figuras 16A y 16B en la fila superior 1210, el corte axial aparece borroso. Cuando se reduce la variación en el gradiente, como se muestra en la figura 16C en la fila superior 1210, la imagen parece más nítida. Las imágenes con un campo de visión cambiante limitan el grosor máximo de corte que se puede usar sin reducir drásticamente la calidad de la imagen, ya que la combinación de cortes con diferentes campos de visión da como resultado una imagen axial borrosa. La fila inferior 1220 muestra tres cortes coronales tomados de las mismas imágenes 3D que la fila superior 1210. El fantoma cambia claramente de tamaño a lo largo de un eje para las figuras 16D y 16E. El cambio de tamaño se debe al campo de visión variable. La Figura 16F muestra el objeto cuando el campo de visión variable se contabiliza a través del proceso descrito en la Figura 15.

MX/a/2022/011198

De manera similar, la Figura 17 muestra una colección 1300 de cortes de imágenes que tenían el campo de visión representado por el proceso descrito en la Figura 15. Las imágenes con el proceso del diagrama de flujo 1100 resultan en un campo de visión consistente en diferentes cortes. Esto permite combinar cortes sin desdibujar la imagen. Las imágenes con el proceso del diagrama de flujo 1100 también alinean los ecos en el tiempo, lo que evita que se desvíen fuera de la ventana de adquisición, lo que aumenta la resolución.

Los procesos y técnicas anteriores también pueden utilizarse con otros escáneres de un solo lado y/o campos magnéticos inhomogéneos, para permitir una adquisición de datos y/o imágenes más rápida.

EJEMPLOS

Varios aspectos del tema descrito en la presente descripción se exponen en los siguientes ejemplos numerados.

Ejemplo 1 – Un método para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes con un aparato de imágenes magnéticas de un solo lado, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas hacia un campo de visión, el método comprende: transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa.

Ejemplo 2 – El método del Ejemplo 1, en donde los cortes adyacentes comprenden un corte proximal y un corte distal, en donde el corte proximal se posiciona más cerca del aparato de obtención de imágenes magnéticas que el corte distal, y en donde un objetivo en el corte distal se excita antes de un objetivo en el corte proximal.

Ejemplo 3 – El método del Ejemplo 2, en donde el método se configura para compensar el campo magnético de gradiente inherente de manera que el objetivo en el corte distal acumula la misma fase que el objetivo en el corte proximal.

Ejemplo 4 – El método de cualquiera de los Ejemplos 1, 2 y 3, en donde se aplica una cantidad diferente de fase a diferentes frecuencias en el barrido de frecuencia.

Ejemplo 5 – El método de cualquiera de los Ejemplos 1, 2, 3 y 4, en donde la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia evita que un eco se desvíe fuera de una ventana de adquisición.

Ejemplo 6 – El método de cualquiera de los Ejemplos 1, 2, 3, 4, y 5, en donde las imágenes de alta resolución se recogen con el aparato de obtención de imágenes magnéticas de un

MX/a/2022/011198

solo lado sin truncamiento del espacio *k*.

Ejemplo 7 – El método de cualquiera de los Ejemplos 1, 2, 3, 4, 5 y 6, en donde la intensidad del campo magnético en el campo de visión es menor que 1 Tesla.

Ejemplo 8 – El método de cualquiera de los Ejemplos 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7, en donde la inhomogeneidad del campo magnético está entre 200 ppm y 200,000 ppm.

Ejemplo 9 – Un aparato de obtención de imágenes magnéticas, que comprende: un imán permanente; un conjunto de bobinas de gradiente; un electroimán; una bobina de radiofrecuencia, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas con relación a un primer eje hacia el campo de visión, en donde el primer eje es perpendicular al imán permanente; y un circuito de control configurado para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes, en donde la imagen comprende: transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa.

Ejemplo 10 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas del Ejemplo 9, en donde los cortes adyacentes comprenden un corte proximal y un corte distal, en donde el corte proximal se posiciona más cerca del aparato de obtención de imágenes magnéticas que el corte distal, y en donde un objetivo en el corte distal se excita antes de un objetivo en el corte proximal.

Ejemplo 11 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas del Ejemplo 10, en donde se aplica una cantidad diferente de fase a diferentes frecuencias.

Ejemplo 12 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas del Ejemplo 11, en donde el objetivo en el corte distal acumula la misma fase que el objetivo en el corte proximal.

Ejemplo 13 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas de cualquiera de los Ejemplos 9, 10, 11 y 12, en donde la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia evita que un eco se desvíe fuera de una ventana de adquisición.

Ejemplo 14 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas de cualquiera de los Ejemplos 9, 10, 11, 12, y 13, en donde las imágenes de alta resolución se recogen con el aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado sin truncamiento del espacio *k*.

Ejemplo 15 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas de cualquiera de los Ejemplos 9, 10, 11, 12, 13 y 14 en donde la intensidad del campo magnético en el campo de visión es menor que 1 Tesla.

Ejemplo 16 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas de cualquiera de los Ejemplos 9, 10, 11, 12, 13, 14 y 15, en donde la inhomogeneidad del campo magnético está entre 200 ppm y 200,000 ppm.

MX/a/2022/011198

Ejemplo 17 – El aparato de obtención de imágenes magnéticas de cualquiera de los Ejemplos 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 y 16, en donde la bobina de radiofrecuencia comprende una bobina de transmisión de radiofrecuencia y una bobina de recepción de radiofrecuencia.

Si bien se han ilustrado y descrito varias formas, no es la intención del Solicitante restringir o limitar el alcance de las reivindicaciones adjuntas a tal detalle. Numerosas modificaciones, variaciones, cambios, sustituciones, combinaciones y equivalentes a esas formas se pueden implementar y se producirán para los expertos en la técnica sin apartarse del alcance de la presente descripción. Además, la estructura de cada elemento asociado con las formas descritas puede describirse alternativamente como un medio para proporcionar la función realizada por el elemento. Además, cuando se describen materiales para determinados componentes, pueden usarse otros materiales. Por lo tanto, debe entenderse que la descripción anterior y las reivindicaciones adjuntas pretenden cubrir todas las modificaciones, combinaciones, y variaciones que caigan dentro del alcance de las formas descritas. Las reivindicaciones adjuntas pretenden cubrir todas esas modificaciones, variaciones, cambios, sustituciones, modificaciones y equivalentes.

La descripción detallada anterior ha establecido varias formas de los dispositivos y/o procesos mediante el uso de diagramas de bloque, diagramas de flujo, y/o ejemplos. En la medida en que tales diagramas de bloque, diagramas de flujo, y/o ejemplos contengan una o más funciones y/u operaciones, se entenderá por aquellos dentro de la técnica que cada función y/u operación dentro de tales diagramas de bloque, diagramas de flujo, y/o ejemplos se pueden implementar, individualmente y/o colectivamente, por una amplia gama de hardware, software, microprograma, o virtualmente cualquier combinación de estos. Los expertos en la técnica reconocerán que algunos aspectos de las formas descritas en la presente descripción, en su totalidad o en parte, se pueden implementar de manera equivalente en circuitos integrados, como uno o más programas informáticos que se ejecutan en una o más computadoras (por ejemplo, como uno o más programas que se ejecutan en uno o más sistemas informáticos), como uno o más programas que se ejecutan en uno o más procesadores (por ejemplo, como uno o más programas que se ejecutan en uno o más microprocesadores), como microprograma, o como prácticamente cualquier combinación de estos, y que el diseño de los circuitos y/o la escritura del código para el software y/o microprograma estarían bien dentro de las habilidades de un experto en la técnica a la luz de esta descripción. Además, los expertos en la técnica comprenderán que los mecanismos de la materia descritos en la presente descripción son capaces de distribuirse como uno o más productos del programa en una variedad de formas, y que una forma ilustrativa de la materia descrita en la presente descripción se aplica independientemente del tipo particular de medio que soporta la señal usado para llevar a cabo realmente la distribución.

Las instrucciones usadas para programar la lógica para realizar varios aspectos descritos pueden almacenarse dentro de una memoria en el sistema, tal como memoria dinámica de

MX/a/2022/011198

acceso aleatorio (DRAM), memoria caché, memoria flash, u otro almacenamiento. Además, las instrucciones se pueden distribuir a través de una red o por medio de otros medios legibles por computadora. Por lo tanto, un medio legible por máquina puede incluir cualquier mecanismo para almacenar o transmitir información en una forma legible por una máquina (por ejemplo, una computadora), entre otros, disquetes flexibles, los discos ópticos, disco compacto, memoria de solo lectura (CD-ROM), y los discos magnetoópticos, memoria de solo lectura (ROM), memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura programable borrable (EPROM), memoria de solo lectura programable (EEPROM) que se borra eléctricamente; tarjetas magnéticas u ópticas, memoria flash, o un producto tangible, almacenamiento legible por máquina usado en la transmisión de información por Internet a través de sistemas eléctricos, óptica, acústica u otras formas de señales propagadas (por ejemplo, ondas portadoras, señales infrarrojas, señales digitales, etc.). En consecuencia, el medio legible por computadora no transitorio incluye cualquier tipo de medio legible por máquina tangible adecuado para almacenar o transmitir instrucciones o información electrónica en una forma legible por una máquina (por ejemplo, una computadora).

Como se usa en cualquier aspecto en la presente descripción, el término "circuito de control" puede referirse a, por ejemplo, circuitos cableados, circuitos programables (por ejemplo, un procesador de computadora que incluye uno o más núcleos de procesamiento de instrucción individuales, unidad de procesamiento, procesador, microcontrolador, unidad de microcontrolador, controlador, procesador de señal digital (DSP), dispositivo lógico programable (PLD), matriz lógica programable (PLA), o una matriz de puertas programable en campo (FPGA)), circuitos de máquinas de estado, microprograma que almacena instrucciones ejecutadas por circuitos programables y cualquier combinación de estos. El circuito de control puede, colectiva o individualmente, incorporarse como un circuito que forma parte de un sistema más grande, por ejemplo, un circuito integrado (IC), un circuito integrado específico de la aplicación (ASIC), un sistema en chip (SoC), computadoras de escritorio, computadoras portátiles, computadoras de tabletas, servidores, teléfonos inteligentes, etc. En consecuencia, como se usa en la presente descripción "circuito de control" incluye, entre otros, circuitos eléctricos que tienen al menos un circuito eléctrico discreto, circuitos eléctricos que tienen al menos un circuito integrado, circuitos eléctricos que tengan al menos un circuito integrado específico para cada aplicación, circuitos eléctricos que forman un dispositivo informático de uso general configurado por un programa informático (por ejemplo, una computadora de propósito general configurada por un programa de computadora que lleva a cabo al menos parcialmente procesos y/o dispositivos descritos en la presente descripción, o un microprocesador configurado por un programa informático que lleva a cabo al menos parcialmente los procesos y/o dispositivos descritos en la presente descripción), circuitos eléctricos que forman un dispositivo de memoria (por ejemplo, formas de memoria de acceso aleatorio), y/o circuitos eléctricos que forman un dispositivo de comunicaciones

MX/a/2022/011198

(por ejemplo, un módem, conmutador de comunicaciones, o equipos ópticos-eléctricos). Los expertos en la técnica reconocerán que la materia descrita en la presente descripción se puede implementar de manera analógica o digital o alguna de sus combinaciones.

Como se usa en cualquier aspecto en la presente descripción, el término "lógico" puede referirse a una aplicación, software, microprograma y/o circuitos configurados para realizar cualquiera de las operaciones mencionadas anteriormente. El software se puede incorporar como un paquete de software, código, instrucciones, conjuntos de instrucciones y/o datos registrados en un medio de almacenamiento legible por computadora no transitorio. El microprograma se puede incorporar como código, instrucciones o conjuntos de instrucciones y/o datos que están codificados rígidos (por ejemplo, no volátiles) en dispositivos de memoria.

Como se usa en cualquier aspecto en la presente descripción, los términos "componente", "sistema", "módulo" y similares pueden referirse a una entidad relacionada con la computadora, ya sea hardware, una combinación de hardware y software, software, o software en ejecución.

Como se usa en cualquier aspecto en la presente descripción, un "algoritmo" se refiere a una secuencia autoconsistente de etapas que conducen a un resultado deseado, donde un "paso" se refiere a una manipulación de cantidades físicas y/o estados lógicos que pueden, aunque no necesariamente, tomar la forma de señales eléctricas o magnéticas capaces de almacenarse, transferirse, combinarse, compararse, y manipularse de cualquier otra manera. Es común referirse a estas señales como bits, valores, elementos, símbolos, caracteres, términos, números o similares. Estos y otros términos similares pueden estar asociados con las cantidades físicas adecuadas y son simplemente etiquetas convenientes aplicadas a estas cantidades y/o estados.

Una red puede incluir una red conmutada de paquetes. Los dispositivos de comunicación se pueden comunicar entre sí mediante el uso de un protocolo de comunicaciones de red conmutada por paquetes seleccionado. Un ejemplo de protocolo de comunicaciones puede incluir un protocolo de comunicaciones Ethernet que pueda permitir la comunicación mediante el uso de un protocolo de control de transmisión/protocolo de Internet (TCP/IP). El protocolo Ethernet puede cumplir o ser compatible con el estándar Ethernet publicado por el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) titulado "IEEE 802.3 Standard", publicado en diciembre de 2008 y/o versiones posteriores de este estándar. Alternativamente o adicionalmente, los dispositivos de comunicación pueden ser capaces de comunicarse entre sí mediante el uso de un protocolo de comunicaciones X.25. El protocolo de comunicaciones X.25 puede cumplir o ser compatible con una norma promulgada por el Sector de estandarización de telecomunicaciones de la Unión Internacional de Telecomunicaciones (ITU-T). Alternativamente o adicionalmente, los dispositivos de comunicación pueden ser capaces de comunicarse entre sí mediante el uso de un protocolo de comunicaciones Frame Relay. El protocolo

MX/a/2022/011198

de comunicaciones Frame Relay puede cumplir o ser compatible con una norma promulgada por el Comité Consultivo de Telegrafía Internacional y Teléfono (CCITT) y/o el Instituto Estadounidense de Estándares Nacionales (ANSI). Alternativamente o adicionalmente, los transceptores pueden ser capaces de comunicarse entre sí mediante el uso de un protocolo de comunicaciones de Modo de Transferencia Asincrónico (ATM). El protocolo de comunicaciones de cajeros automáticos puede cumplir o ser compatible con una norma de cajeros automáticos publicada por el Foro de cajeros automáticos titulado "Automated ATM-MPLS Network Interworking 2.0" publicada en agosto de 2001 y/o versiones posteriores de esta norma. Por supuesto, en la presente descripción se contemplan igualmente protocolos de comunicación de red orientados a la conexión diferentes y/o posteriores al desarrollo.

A menos que se indique específicamente de cualquier otra manera como evidente a partir de la descripción anterior, se aprecia que, durante toda la divulgación anterior, análisis mediante el uso de términos como "procesamiento", "computación", "calcular", "determinar", "mostrar", o similares, hacer referencia a la acción y los procesos de un sistema informático, o un dispositivo electrónico de computación similar, que manipula y transforma datos representados como cantidades físicas (electrónicas) dentro de los registros y memorias del sistema informático en otros datos representados de manera similar como cantidades físicas dentro de los registros o memorias del sistema informático u otro almacenamiento de información similar, dispositivos de transmisión o visualización.

Uno o más componentes se pueden denominar en la presente descripción como "configurados a", "configurables a", "operables/operables a", "adaptados/adaptables", "capaces de", "conformables/conformes a", etc. Los expertos en la técnica reconocerán que "configurado para" generalmente puede abarcar componentes de estado activo y/o componentes de estado inactivo y/o componentes de estado en espera, a menos que el contexto lo requiera de cualquier otra manera.

Los términos "proximal" y "distal" se usan en la presente descripción con referencia a un médico clínico que manipula la porción del mango, o carcasa, de un instrumento quirúrgico. El término "proximal" se refiere a la porción más cercana al médico clínico y/o al brazo robótico y el término "distal" se refiere a la porción localizada lejos del médico clínico y/o del brazo robótico. Se apreciará además que, por conveniencia y claridad, pueden usarse en la presente descripción términos espaciales tales como "vertical", "horizontal", "arriba" y "abajo" con respecto a los dibujos. Sin embargo, las herramientas quirúrgicas robóticas se usan en muchas orientaciones y posiciones, y estos términos no pretenden ser limitantes y/o absolutos.

Los expertos en la técnica reconocerán que, en general, los términos usados en la presente descripción, y especialmente en las reivindicaciones anexas (por ejemplo, los cuerpos de las reivindicaciones anexas) se entienden generalmente como términos "abiertos" (por ejemplo, el término

MX/a/2022/011198

"incluye" se debe interpretar como "incluye pero no se limita a", el término "que tiene" se debe interpretar como "que tiene al menos", el término "incluye" se debe interpretar como "incluye pero no se limita a", etc.). Se entenderá además por aquellos dentro de la técnica que si se pretende una cantidad específica de una recitación de reivindicación introducida, tal intención se rectificará explícitamente en la reivindicación, y en ausencia de tal recitación no está presente tal intención. Por ejemplo, como una ayuda para la comprensión, las siguientes reivindicaciones adjuntas pueden contener el uso de las frases introductorias "al menos una" y "uno o más" para introducir recitaciones en la reivindicación. Sin embargo, el uso de tales frases no se debe interpretar como que implica que la introducción de una cita de reivindicación por los artículos indefinidos "un" o "una" limita cualquier reivindicación particular que contiene tal citación de reivindicación introducida a reivindicaciones que contienen sólo una de tal cita, incluso cuando la misma reivindicación incluye las frases introductorias como "un" o "una" (por ejemplo, "un" y/o "una" se deben interpretar típicamente como "al menos uno" o "uno o más"); lo mismo se aplica para el uso de artículos definitivos usados para introducir las recitaciones en la reivindicación.

Además, incluso si se recita explícitamente un número específico de una reivindicación introducida, los expertos en la técnica reconocerán que tal recitación debe interpretarse típicamente en el sentido de que significa al menos el número recitado (por ejemplo, la recitación desnuda de "dos recitaciones", sin otros modificadores, significa típicamente al menos dos recitaciones, o dos o más recitaciones). Además, en aquellos casos donde una convención análoga a "al menos una de A, B, y C, etc." se usa, en general, tal construcción se pretende en el sentido que un experto en la técnica comprendería la convención (por ejemplo, "un sistema que tiene al menos uno de A, B, y C" incluiría, pero no se limitaría a los sistemas que tienen A solo, B solo, C solo, A y B juntos, A y C juntos, B y C juntos, y/o A, B, y C juntos, etc.). En aquellos casos donde una convención análoga a "al menos una de A, B, o C, etc." se usa, en general, tal construcción se pretende en el sentido que un experto en la técnica comprendería la convención (por ejemplo, "un sistema que tiene al menos uno de A, B, o C" incluiría, pero no se limitaría a los sistemas que tienen A solo, B solo, C solo, A y B juntos, A y C juntos, B y C juntos, y/o A, B, y C juntos, etc.). Se entenderá además por aquellos dentro de la técnica que típicamente una palabra y/o frase disyuntiva que presenta dos o más términos alternativos, ya sea en la descripción, reivindicaciones, o dibujos, debería entenderse que contempla las posibilidades de incluir uno de los términos, cualquiera de los términos, o ambos términos a menos que el contexto indique lo contrario. Por ejemplo, la frase "A o B" se entenderá típicamente que incluye las posibilidades de "A" o "B" o "A y B".

Con respecto a las reivindicaciones adjuntas, los expertos en la técnica apreciarán que las operaciones mencionadas en estas se pueden realizar generalmente en cualquier orden. Además, aunque varios diagramas de flujo operativo se presentan en una secuencia(s), debe entenderse que

MX/a/2022/011198

las diversas operaciones se pueden realizar en otros pedidos que no sean los que se ilustran, o se pueden realizar simultáneamente. Los ejemplos de tales pedidos alternativos pueden incluir pedidos superpuestos, intercalados, interrumpidos, reordenados, incrementales, preparatorios, complementarios, simultáneos, inversos, u otros pedidos variantes, a menos que el contexto indique lo contrario. Además, términos como "en respuesta a", "relacionado con", u otros adjetivos de tiempos pasados generalmente no pretenden excluir tales variantes, a menos que el contexto indique lo contrario.

Cabe destacar que cualquier referencia a "un aspecto", "un aspecto", "un ejemplo", "un ejemplo", y similares significa que una característica, estructura o característica particular descrita en relación con el aspecto se incluye en al menos un aspecto. Por tanto, las apariencias de las frases "en un aspecto," "en un aspecto," "en un ejemplo," y "en un ejemplo" en varios lugares a lo largo de la descripción no necesariamente se refieren al mismo aspecto. Además, las características, estructuras o características particulares se pueden combinar de cualquier manera adecuada en uno o más aspectos.

Cualquier solicitud de patente, patente, publicación no patentada u otro material de divulgación mencionado en esta descripción y/o enumerado en cualquier Hoja de Datos de Solicitud se incorpora como referencia en la presente descripción, en la medida en que los materiales incorporados no sean inconsistentes con la presente descripción. Como tal, y en la medida en que sea necesario, la descripción como se expone explícitamente en la presente descripción sustituye cualquier material en conflicto incorporado en la presente descripción como referencia. Cualquier material, o porción de este, que se diga que se incorpora como referencia en la presente descripción, pero que entre en conflicto con las definiciones, declaraciones u otro material de descripción existente establecido en la presente descripción sólo se incorporará en la medida en que no surja conflicto entre ese material incorporado y el material de descripción existente.

En resumen, se han descrito numerosos beneficios que resultan del empleo de los conceptos descritos en la presente descripción. La descripción anterior de una o más formas se ha presentado a los fines de ilustración y descripción. No pretende ser exhaustivo ni limitar la forma exacta descrita. Las modificaciones o variaciones son posibles a la luz de las enseñanzas anteriores. La una o más formas se eligieron y se describieron para ilustrar los principios y la aplicación práctica para permitir de este modo que un experto en la técnica utilice las diversas formas y con varias modificaciones según se considere adecuado para el uso particular. Se pretende que las reivindicaciones presentadas en la presente definen el alcance general.

NOVEDAD DE LA INVENCIÓN

REIVINDICACIONES

1. Un método para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes con un aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas hacia un campo de visión, el método comprende:

transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas, en donde el pulso de excitación de barrido de frecuencia comprende un barrido de frecuencia baja a alta;

realizar una codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia;

ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia desde cortes adyacentes en la losa, en donde el ajuste se lleva a cabo mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas;

en donde los cortes adyacentes comprenden un corte proximal y un corte distal, en donde el corte proximal está posicionado más cerca al aparato de obtención de imágenes magnéticas que el corte distal, y en donde un objetivo en el corte distal es excitado antes que un objetivo en el corte proximal; y

recoger imágenes de los cortes adyacentes con el aparato de obtención de imágenes magnéticas para generar la losa;

en donde el método está configurado para compensar el campo magnético de gradiente inherente de tal manera que el objetivo en el corte distal acumula la misma fase que el objetivo en el corte proximal.

2. Un aparato de obtención de imágenes magnéticas, que comprende:

un imán permanente;

un conjunto de bobinas de gradiente;

un electroimán;

una bobina de radiofrecuencia, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas con relación a un primer eje hacia el campo de visión, en donde el primer eje es perpendicular al imán permanente; y

un circuito de control configurado para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes, en donde obtener las imágenes comprende:

transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido

MX/E/2025/084293

de frecuencia baja a alta;

realizar una codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia;

ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa;

recoger imágenes de los cortes adyacentes para generar la losa;

en donde (i) se aplica una cantidad diferente de fase a diferentes frecuencias o (ii) la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia evita que un eco se desvíe fuera de una ventana de adquisición.

3. Un método para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes con un aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas hacia un campo de visión, el método comprende:

transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas, en donde el pulso de excitación de barrido de frecuencia comprende un barrido de frecuencia baja a alta;

realizar una codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia;

ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia desde cortes adyacentes en la losa, en donde el ajuste se lleva a cabo mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas; y

recoger imágenes de los cortes adyacentes para generar la losa;

en donde se aplica una cantidad diferente de fase a diferentes frecuencias en el barrido de frecuencia.

4. Un método para obtener imágenes de una losa que tiene al menos dos cortes con un aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado, en donde un campo magnético de gradiente inherente se extiende desde el aparato de obtención de imágenes magnéticas hacia un campo de visión, el método que comprende:

transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas, en donde el pulso de excitación de barrido de frecuencia comprende un barrido de frecuencia baja a alta;

realizar una codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia, en donde la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia evita que un eco se desvíe fuera de una ventana de adquisición;

ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de

MX/E/2025/084293

frecuencia desde cortes adyacentes en la losa, en donde el ajuste se lleva a cabo mediante el aparato de obtención de imágenes magnéticas; y

recoger imágenes de los cortes adyacentes para generar la losa.

5. El método de la reivindicación 1, en donde se aplica una cantidad diferente de fase a diferentes frecuencias en el barrido de frecuencia.

6. El método de la reivindicación 1, en donde la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia evita que un eco se desvíe fuera de una ventana de adquisición.

7. El método de la reivindicación 1, en donde imágenes de alta resolución se recogen con el aparato de imágenes magnéticas de un solo lado sin truncamiento del espacio *k*.

8. El método de la reivindicación 1, en donde la intensidad del campo magnético en el campo de visión es menor que 1 Tesla.

9. El método de la reivindicación 1, en donde la inhomogeneidad del campo magnético está entre 200 ppm y 200,000 ppm.

10. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 2, en donde los cortes adyacentes comprenden un corte proximal y un corte distal, en donde el corte proximal se posiciona más cerca del aparato de obtención de imágenes magnéticas que el corte distal, y en donde un objetivo en el corte distal se excita antes de un objetivo en el corte proximal.

11. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 2, en donde imágenes de alta resolución se recogen con el aparato de obtención de imágenes magnéticas de un solo lado sin truncamiento del espacio *k.*

12. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la intensidad del campo magnético en el campo de visión es menor que 1 Tesla.

13. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la inhomogeneidad del campo magnético está entre 200 ppm y 200,000 ppm.

14. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la bobina de radiofrecuencia comprende una bobina de transmisión de radiofrecuencia y una bobina de recepción de radiofrecuencia.

15. El aparato de obtención de imágenes magnéticas de acuerdo con la reivindicación 10, en donde el objetivo en el corte distal acumula la misma fase que el objetivo en el corte proximal.

MX/E/2025/084293

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

Se describen aparatos, sistemas y métodos de IRM de un solo lado. Un método puede incluir transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta; codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia; y ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia de cortes adyacentes en la losa. El pulso de excitación de barrido de frecuencia puede ser un pulso de gorjeo. La codificación de esta manera puede evitar que los ecos de giro se desvíen y evitar el truncamiento del espacio *k* en ciertos casos. Además, las imágenes resultantes se pueden combinar de manera más eficiente.

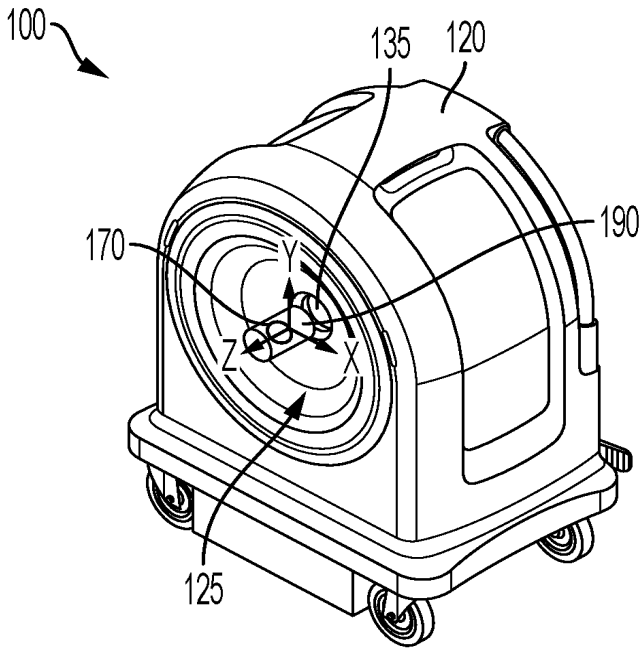


FIG. 1

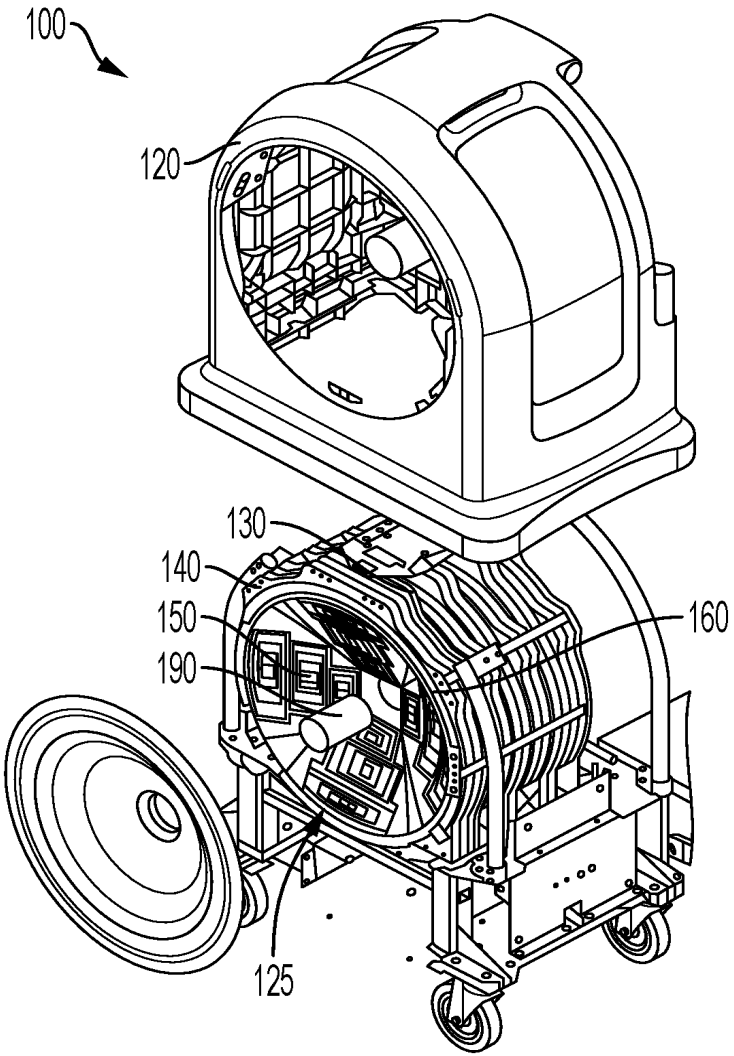


FIG. 2

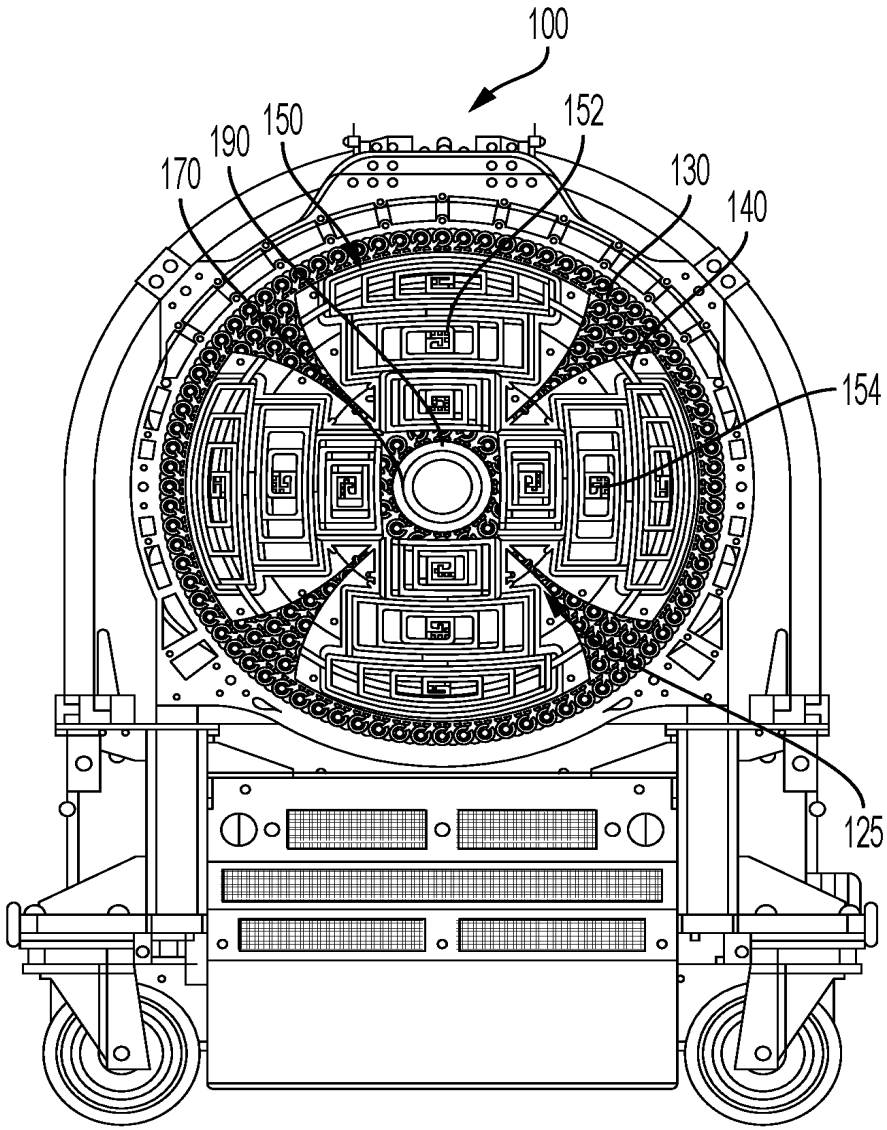


FIG. 3

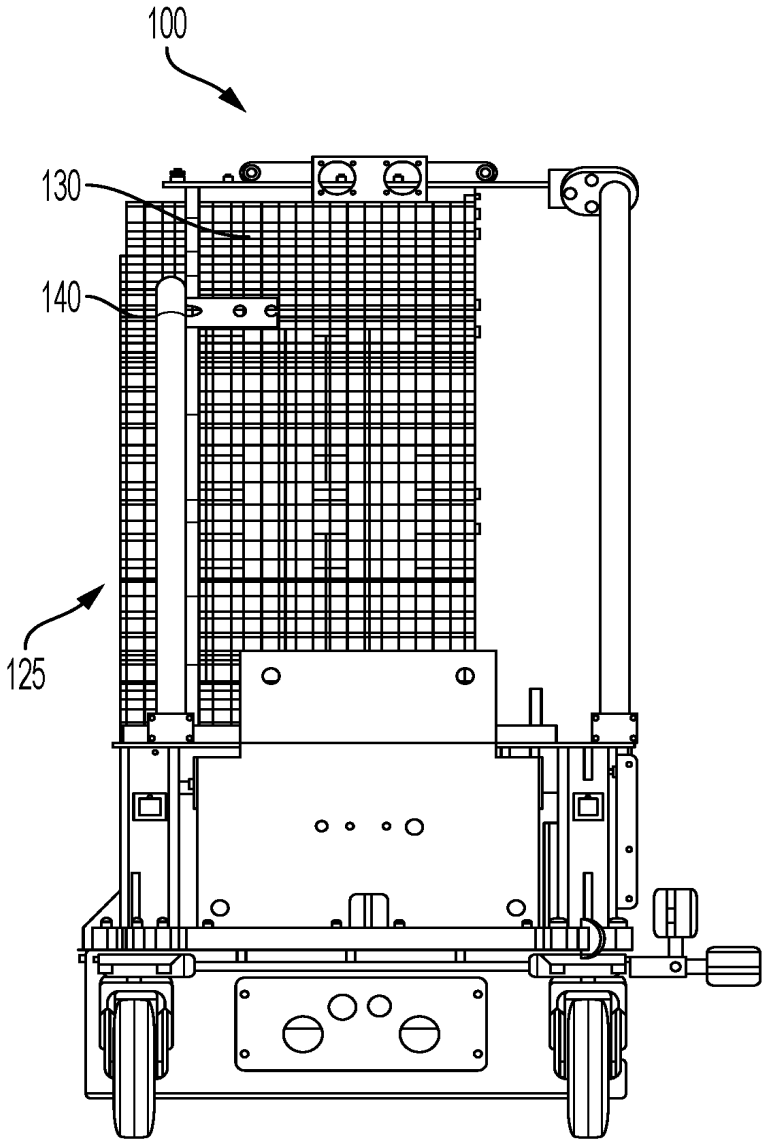


FIG. 4

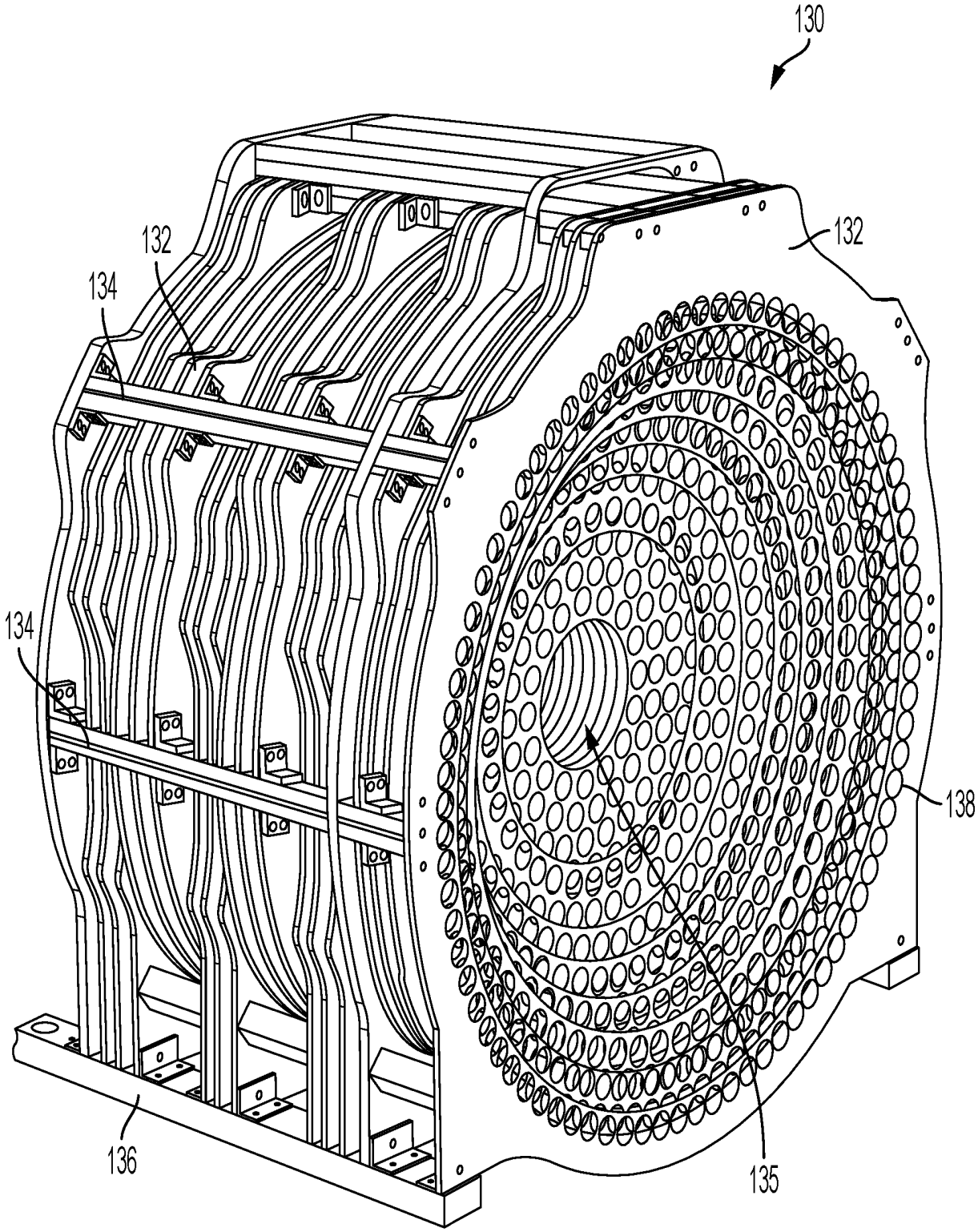


FIG. 5

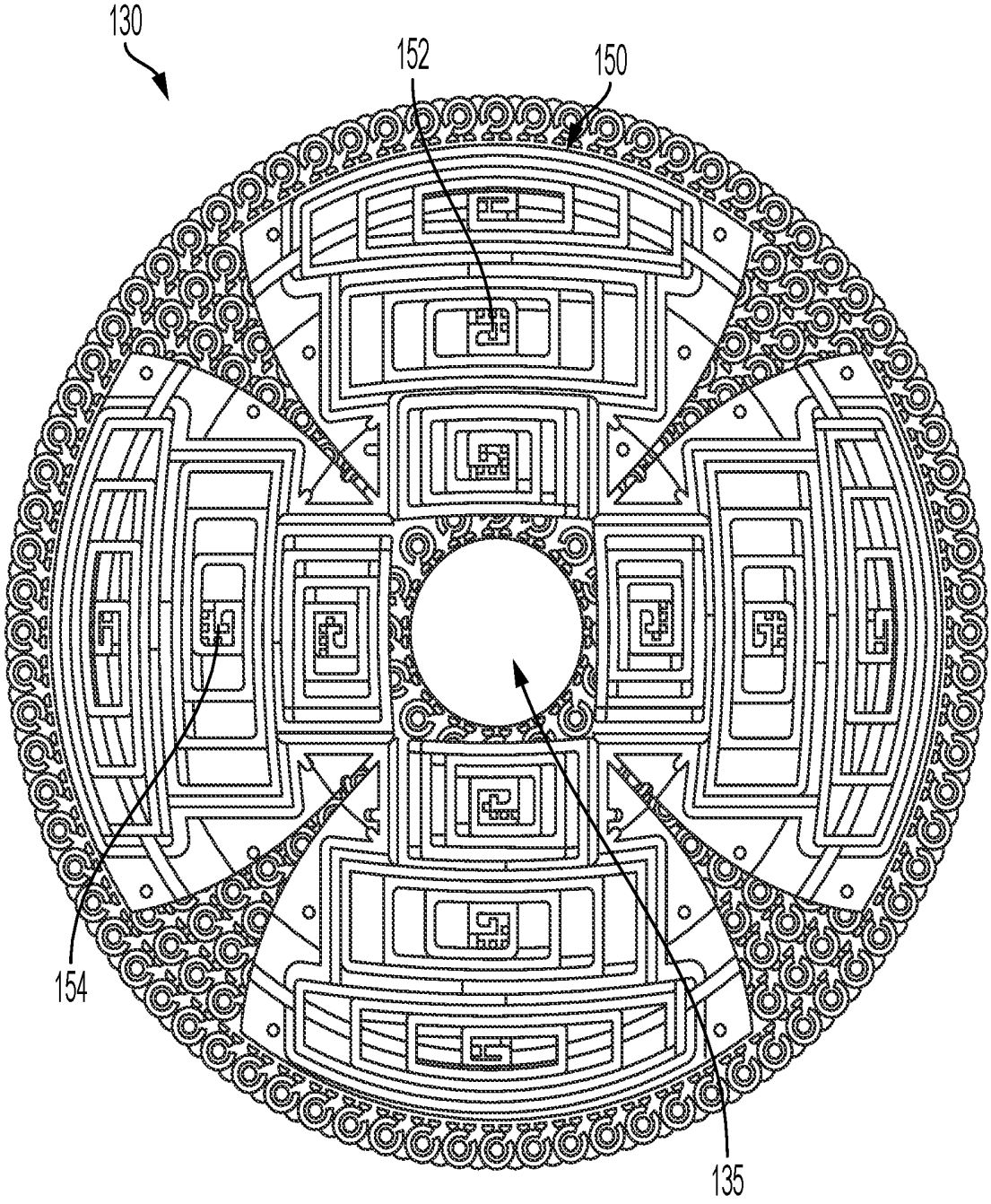


FIG. 6

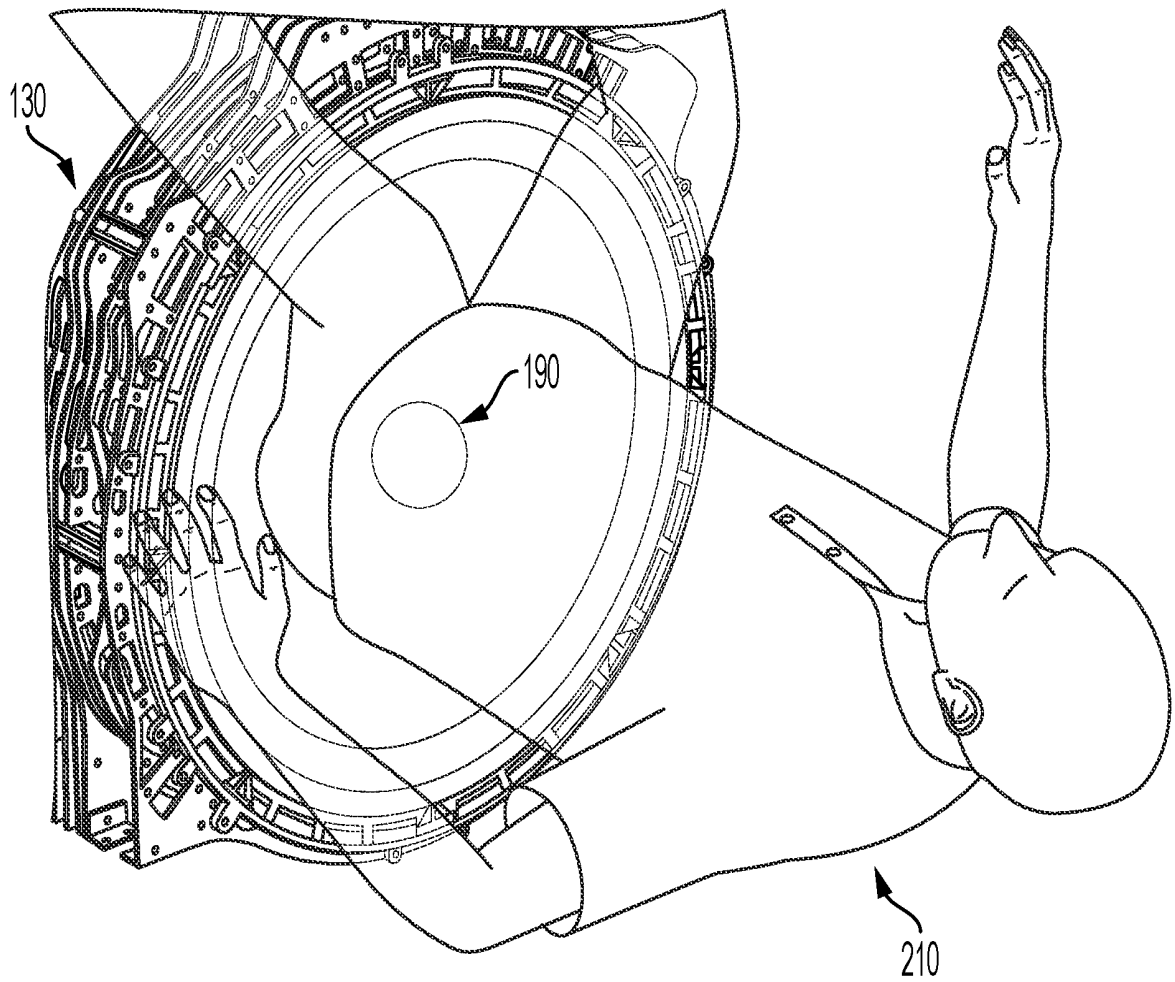


FIG. 7

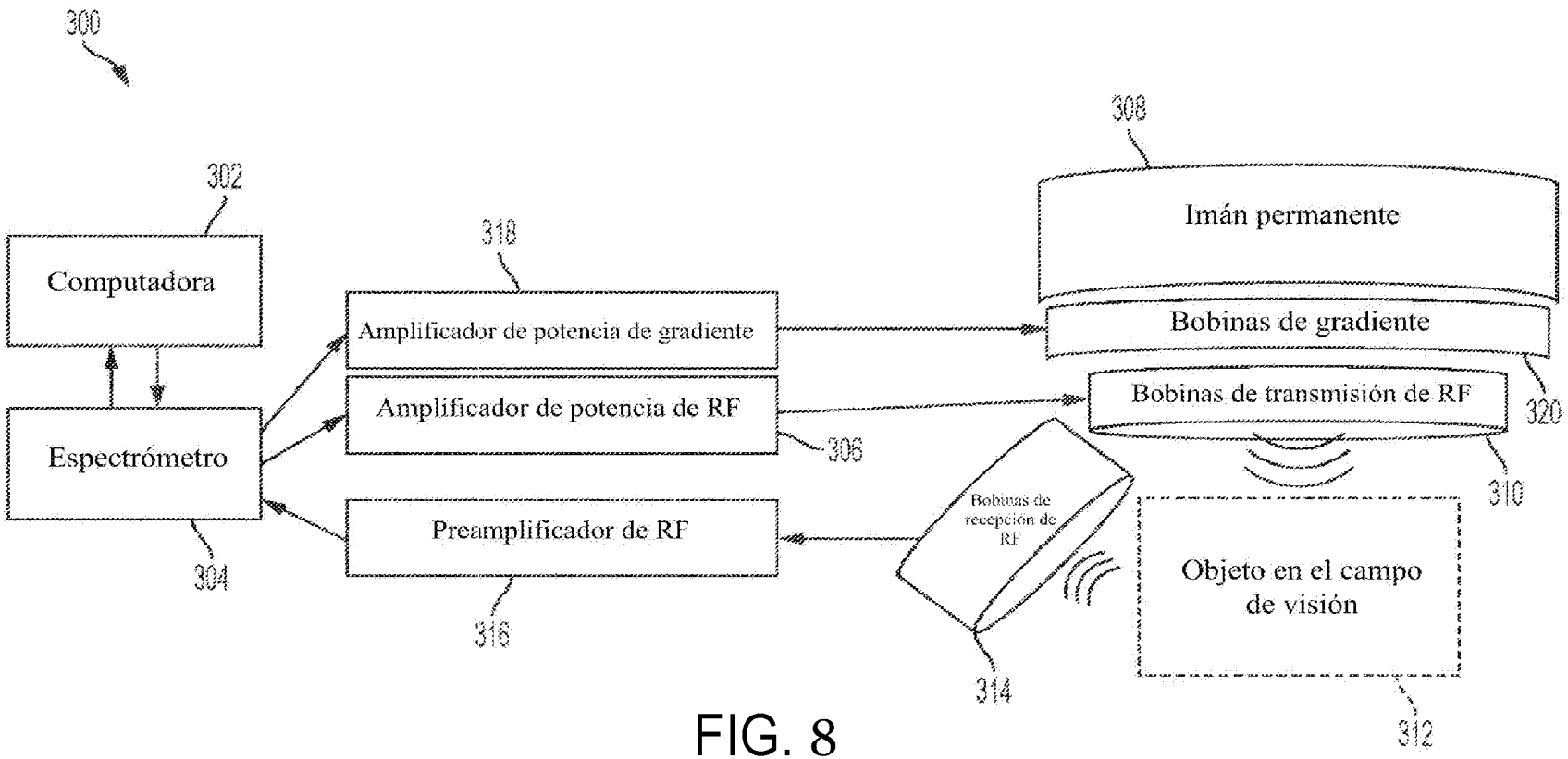

300
302
Computadora
Espectrómetro
304
318
Amplificador de potencia de gradiente
Amplificador de potencia de RF
306
Preamplificador de RF
316
308
Imán permanente
Bobinas de gradiente
Bobinas de transmisión de RF
320
310
Bobinas de recepción de RF
314
Objeto en el campo de visión
312

FIG. 8

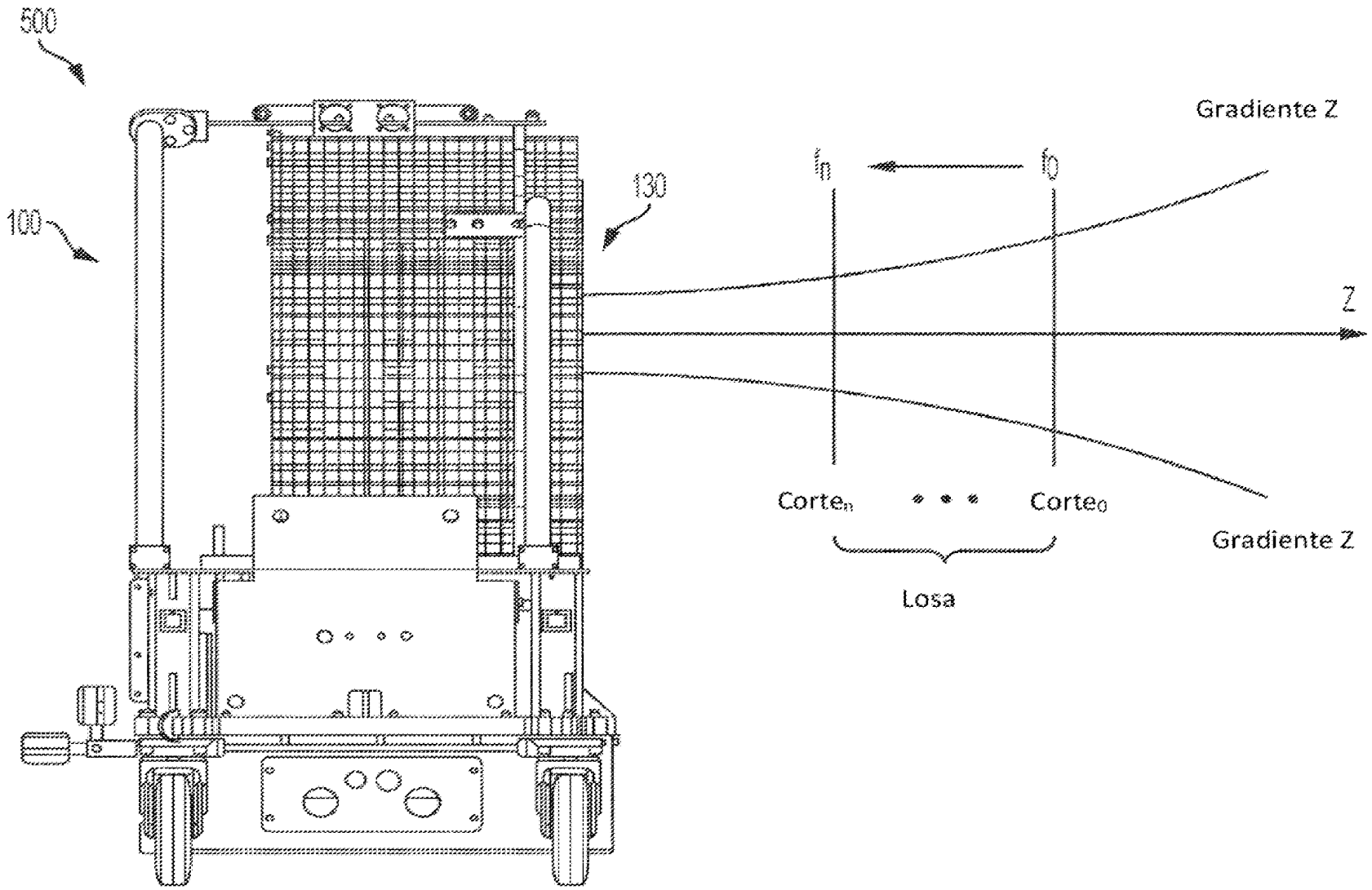

500
100
130
Gradiente Z
f_n
f_0
Z
$Corte_n$
$Corte_0$
Gradiente Z
Losa

FIG. 9

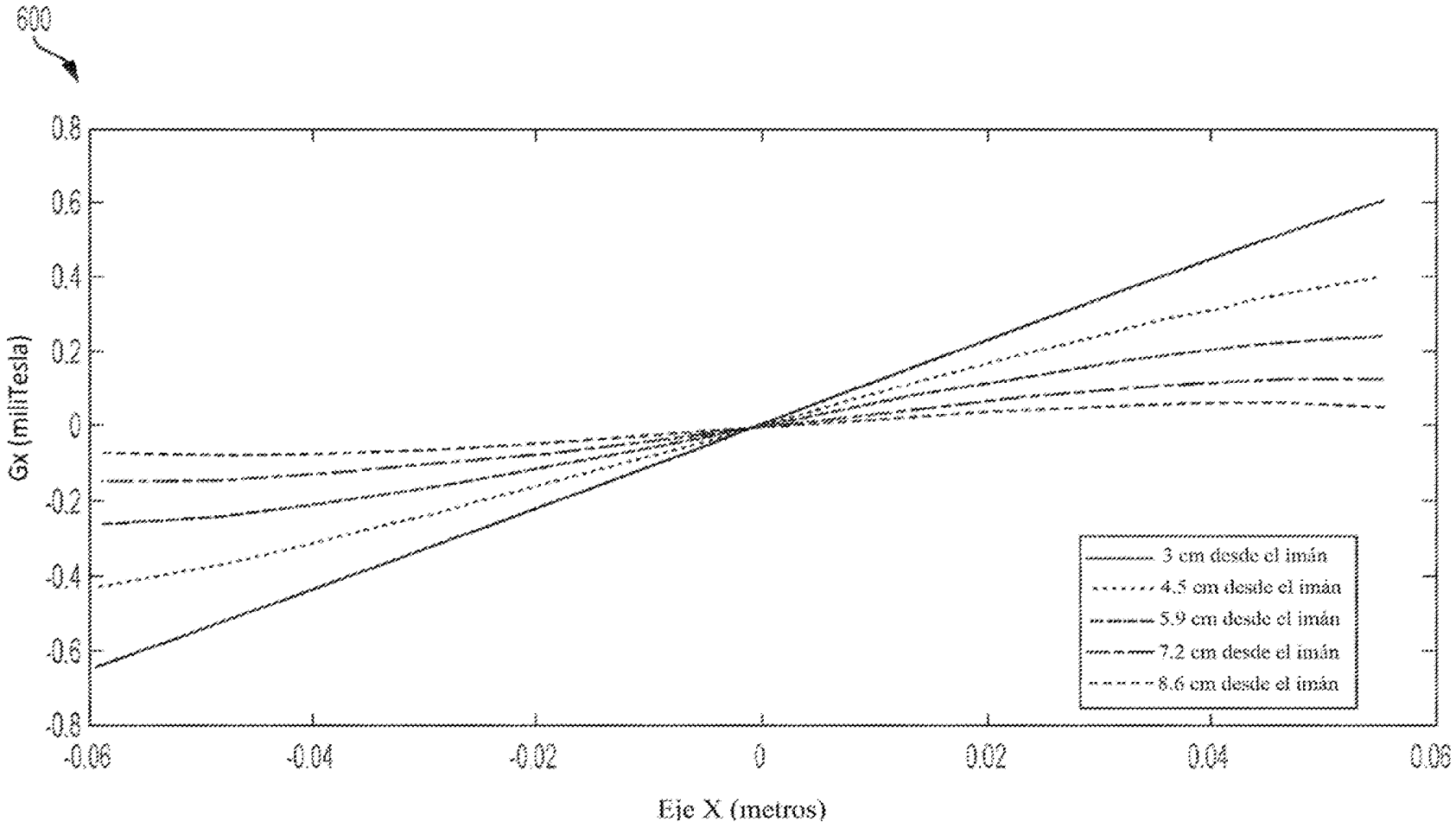

600
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
Gx (miliTesla)
-0.06
-0.04
-0.02
0
0.02
0.04
0.06
Eje X (metros)
3 cm desde el imán
4.5 cm desde el imán
5.9 cm desde el imán
7.2 cm desde el imán
8.6 cm desde el imán

FIG. 10

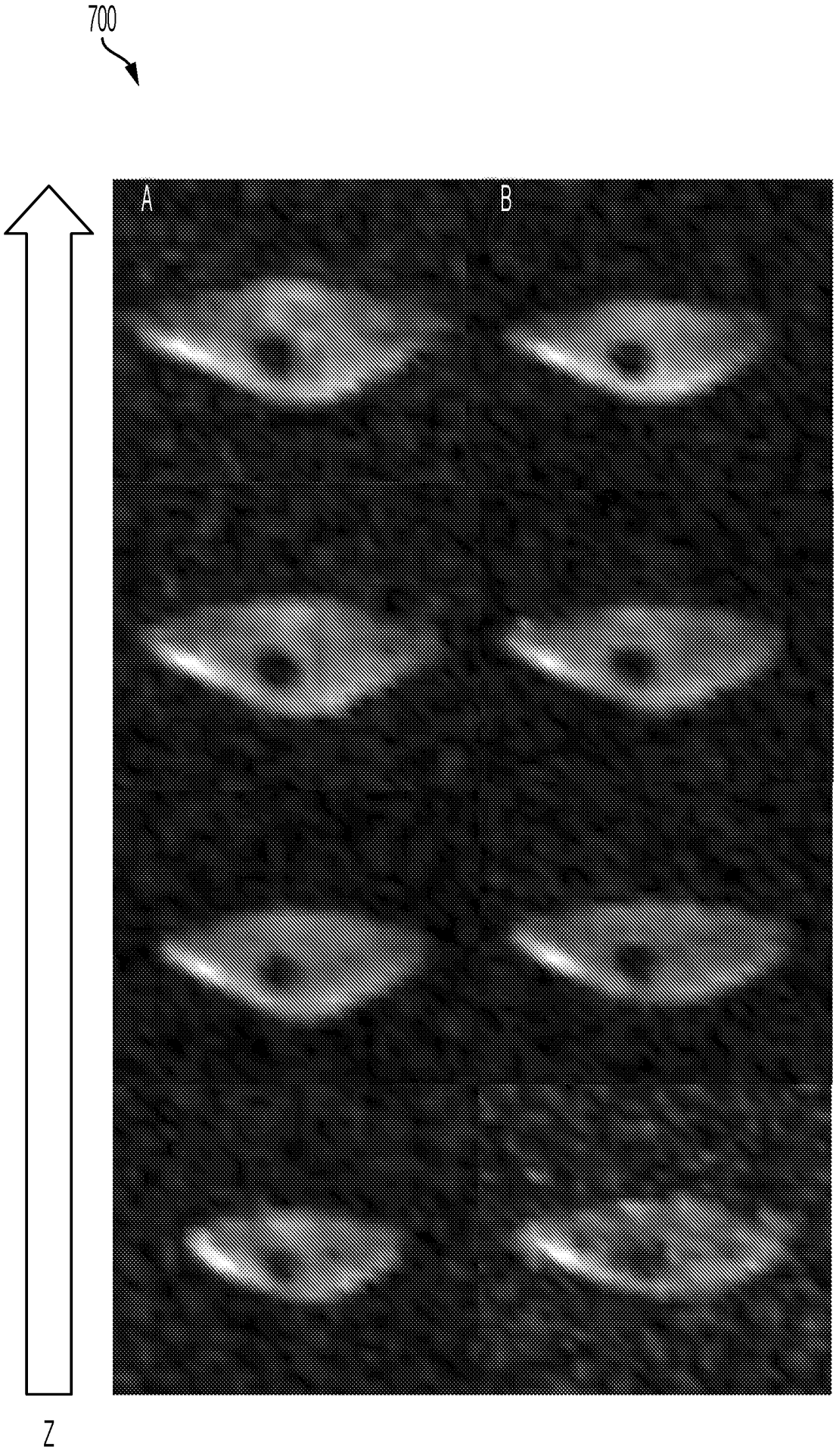


FIG. 11

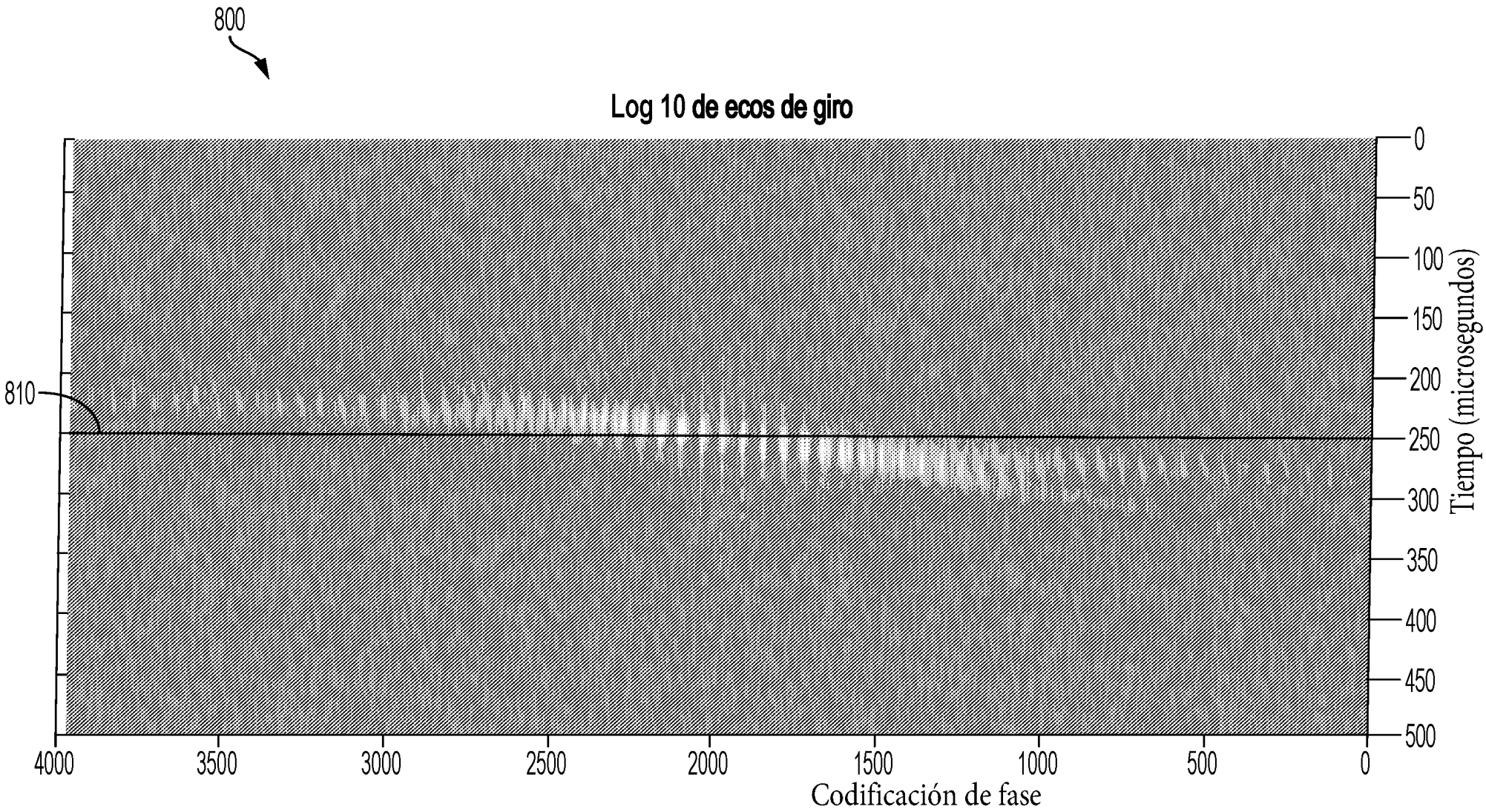

800
Log 10 de ecos de giro
810
0
50
100
150
200
250
300
350
400
450
500
Tiempo (microsegundos)
4000
3500
3000
2500
2000
1500
1000
500
0
Codificación de fase

FIG. 12

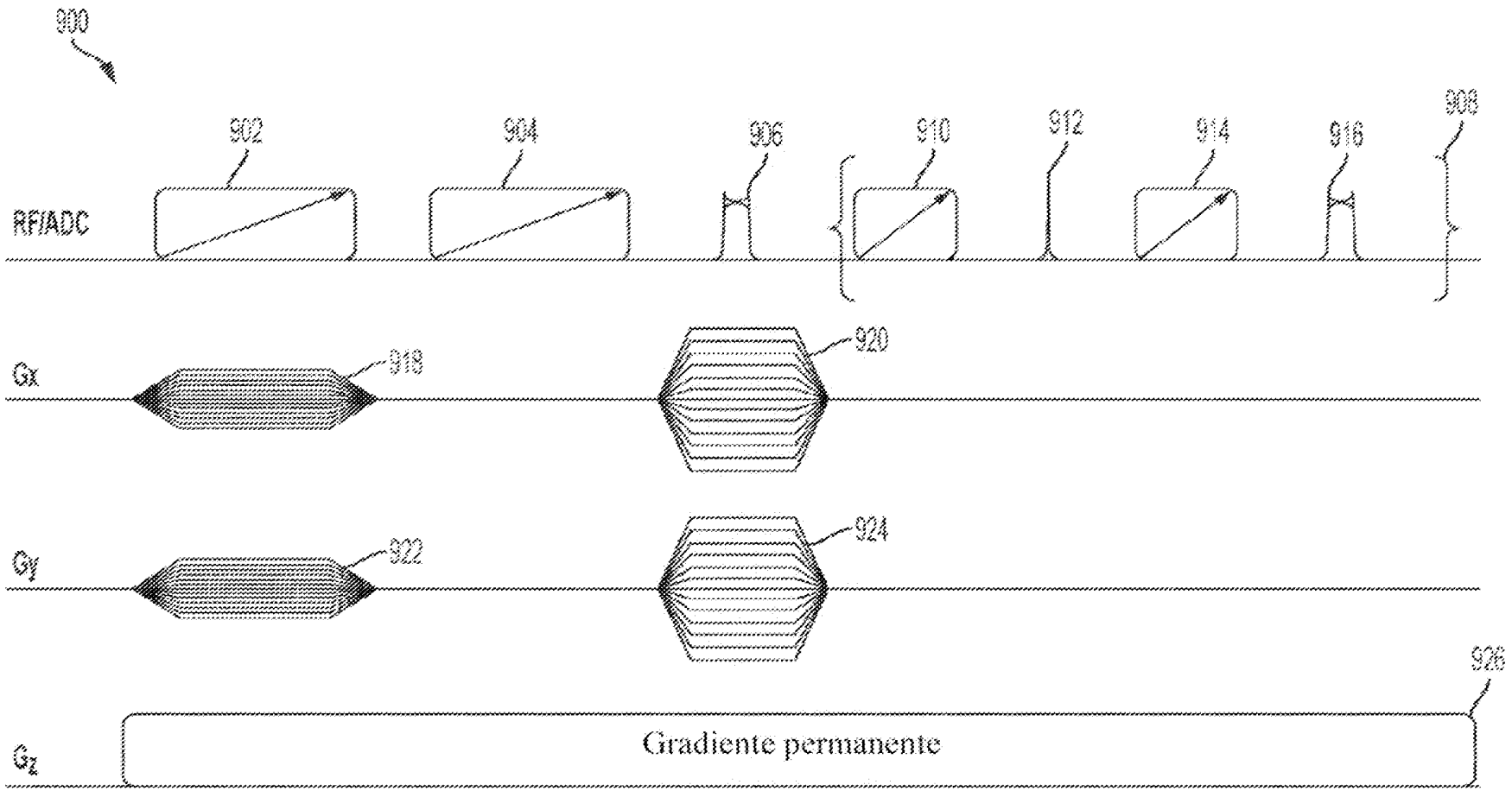

900
902
904
906
910
912
914
916
908
RF/ADC
Gx
918
920
Gy
922
924
926
Gz
Gradiente permanente

FIG. 13

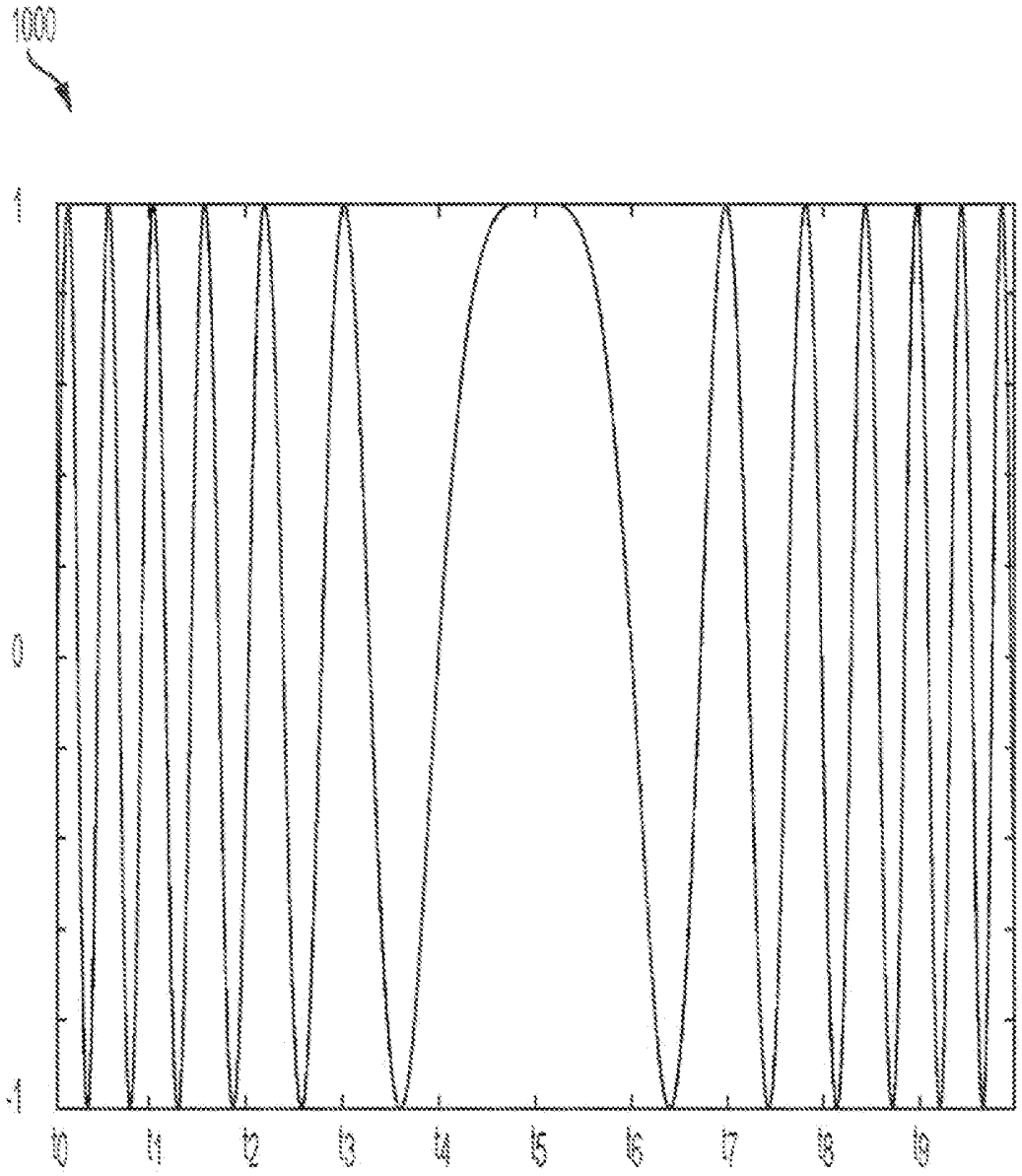


FIG. 14

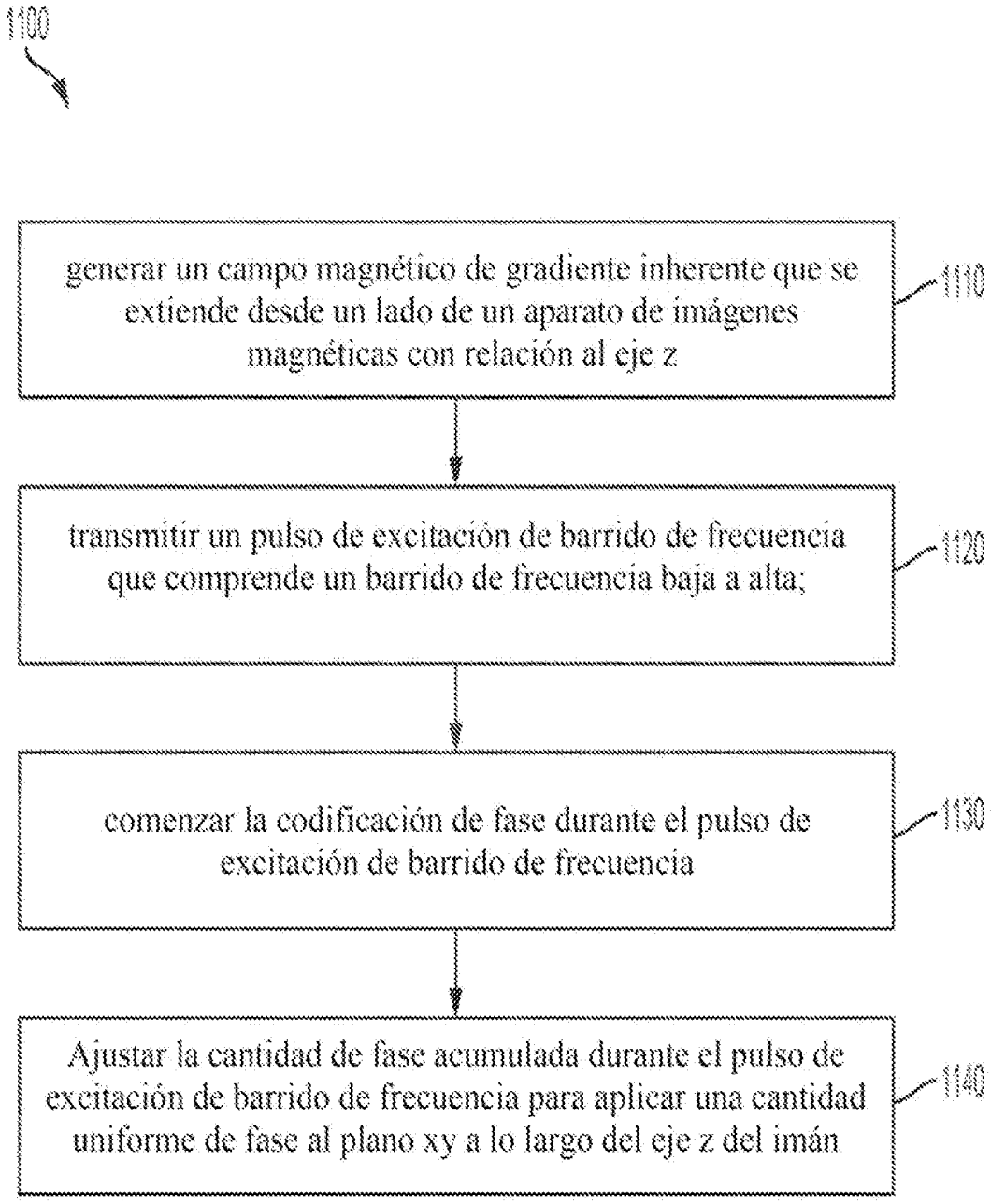

1100
generar un campo magnético de gradiente inherente que se extiende desde un lado de un aparato de imágenes magnéticas con relación al eje z
1110
transmitir un pulso de excitación de barrido de frecuencia que comprende un barrido de frecuencia baja a alta;
1120
comenzar la codificación de fase durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia
1130
Ajustar la cantidad de fase acumulada durante el pulso de excitación de barrido de frecuencia para aplicar una cantidad uniforme de fase al plano xy a lo largo del eje z del imán
1140

FIG. 15

FIG. 16A FIG. 16B FIG. 16C

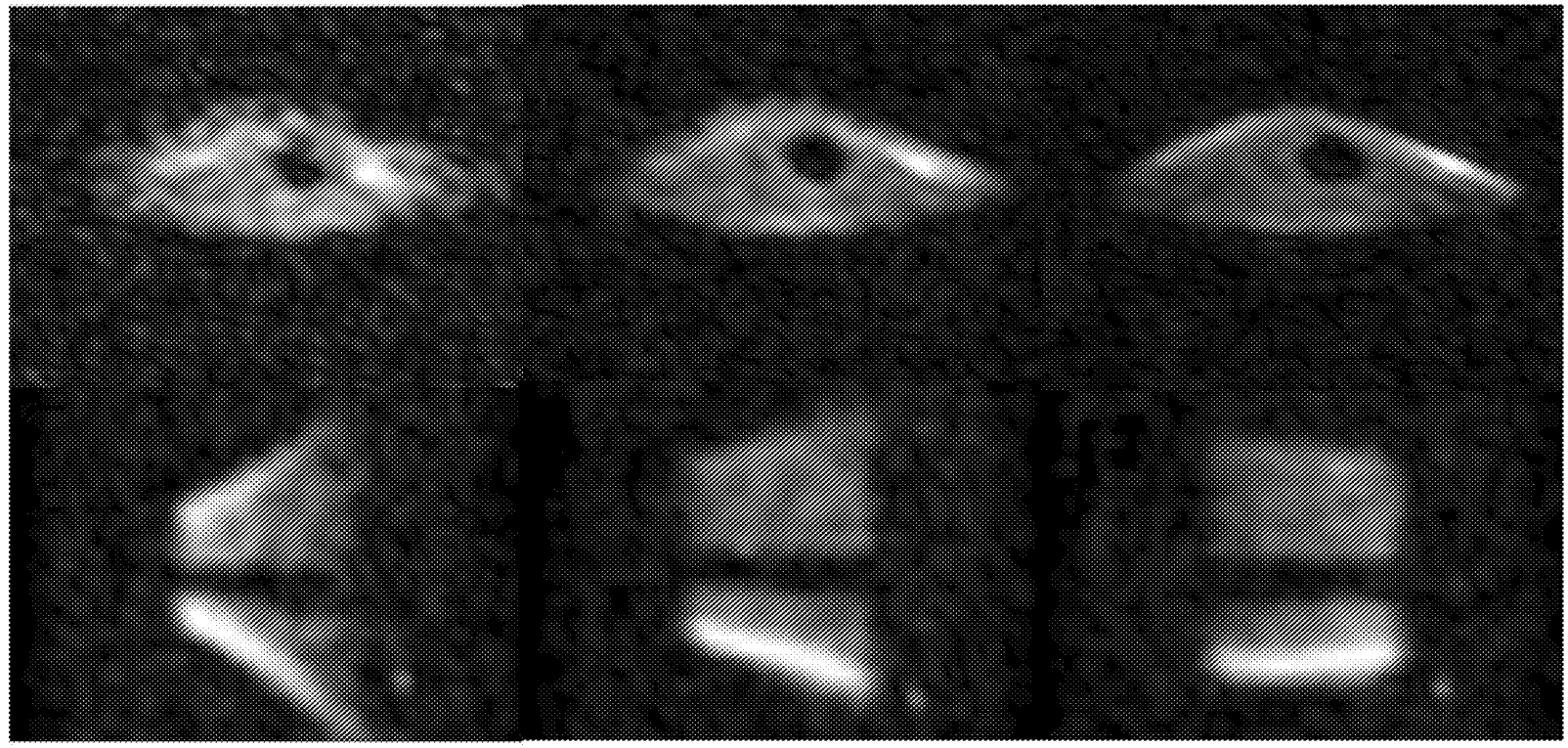


FIG. 16D FIG. 16E FIG. 16F

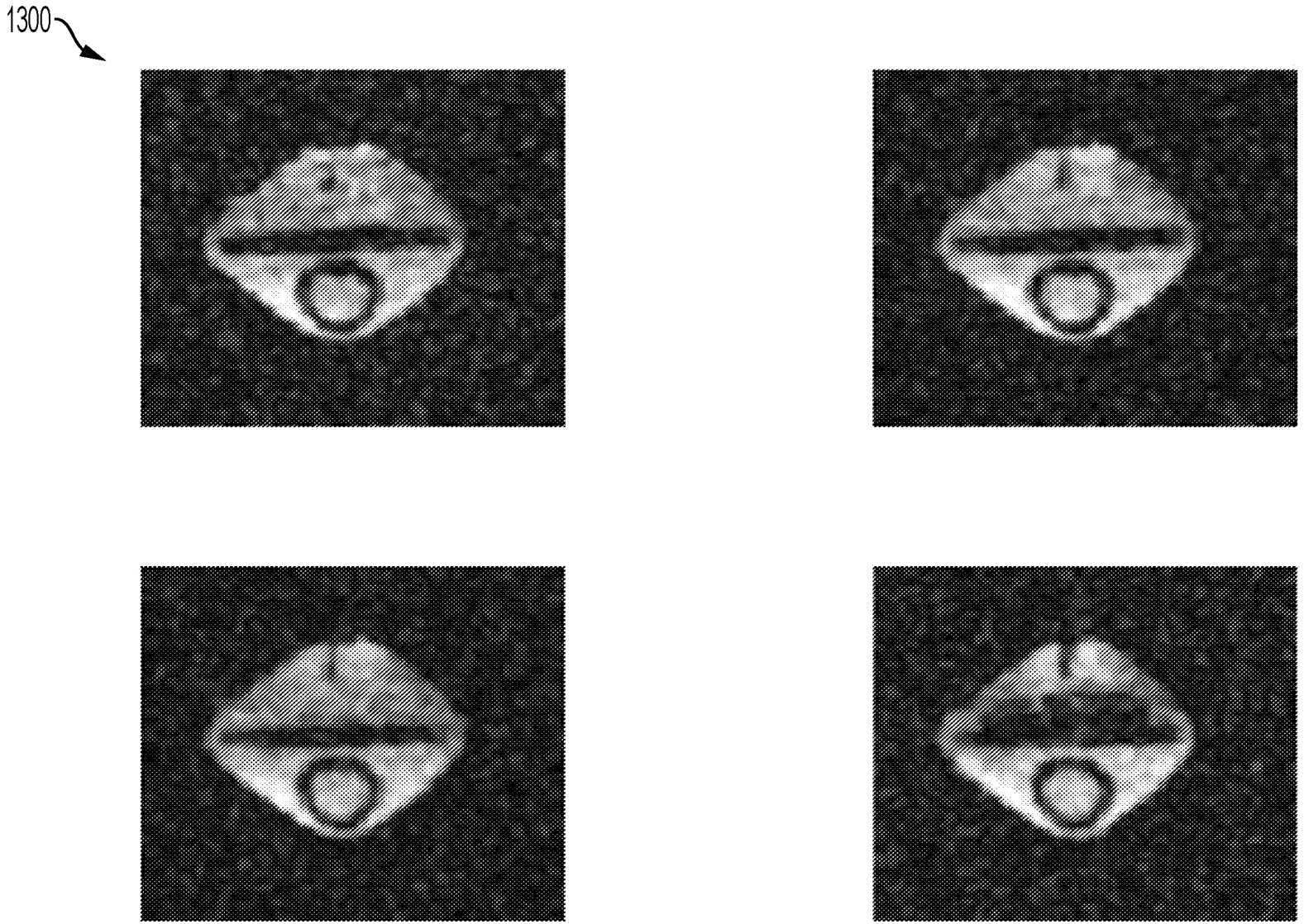


FIG. 17