

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 731 656**

51 Int. Cl.:

G01R 33/44 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/483 (2006.01)

G01R 33/563 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.02.2010 E 10153157 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.04.2019 EP 2219023**

54 Título: **Equipo y método de formación de imágenes por resonancia magnética de banda ancha**

30 Prioridad:

12.02.2009 US 370214

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

18.11.2019

73 Titular/es:

**NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY (100.0%)
No. 1, Sec.4, Roosevelt Rd.
Taipei City, TW**

72 Inventor/es:

**CHEN, JYH-HORNG;
CHIURH, TZI-DAR y
WU, EDZER L.**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 731 656 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

Equipo y método de formación de imágenes por resonancia magnética de banda ancha

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

1. Campo de la invención

10 [0001] Las formas de realización descritas en la presente se refieren a un equipo de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI) y un método de MRI y, más particularmente, a un equipo de MRI de banda ancha y un método de MRI de banda ancha capaces de adquirir simultáneamente imágenes de resonancia magnética (MR) para tipos de núcleo diferentes.

15 2. Descripción de la técnica anterior

[0002] Un equipo de MRI se configura para reconstruir imágenes de MR basadas en señales de MR. El equipo de MRI generalmente aplica un campo magnético estático, un gradiente de campo magnético y una señal de radiofrecuencia (RF) con una frecuencia seleccionada a un sujeto para excitar un tipo de núcleo seleccionado y, a continuación, detectar la señal MR emitida en respuesta por el núcleo excitado. La frecuencia seleccionada de la señal de RF debe sintonizarse para que sea igual o próxima a la frecuencia de resonancia del tipo de núcleo seleccionado, o la denominada frecuencia de Larmor, que depende de la relación giromagnética del tipo de núcleo seleccionado y de la intensidad del campo magnético total. Los tipos diferentes de núcleos tienen diferentes relaciones giromagnéticas y, por lo tanto, tienen frecuencias de resonancia diferentes.

25 [0003] La figura 1 es una tabla que resume las relaciones giromagnéticas para algunos tipos de núcleo ejemplares. Tal y como se muestra, las relaciones giromagnéticas pueden variar enormemente entre diferentes tipos de núcleo. Por consiguiente, los rangos de frecuencia para excitar y detectar diferentes tipos de núcleo pueden diferir enormemente, por ejemplo, de varios MHz a varias decenas de MHz.

30 [0004] Los diferentes tipos de núcleo revelan diferentes tipos de información en un sujeto, por ejemplo, que se pueden relacionar con actividades fisiológicas diferentes o enfermedades. Además, a menudo se requieren estudios correlativos sobre imágenes de MR de diferentes tipos de núcleo para conseguir una observación más profunda de un sujeto y, por lo tanto, una predicción, un seguimiento o un diagnóstico más precisos de las enfermedades, por ejemplo.

35 [0005] Sin embargo, para adquirir diferentes tipos de información revelados por diferentes tipos de núcleo que tienen gamas de frecuencia de excitación/detección significativamente diferentes, un equipo de MRI convencional emplea una estrategia de conmutación de frecuencia: este conmuta entre frecuencias de excitación/detección de RF diferentes, llevando a cabo secuencialmente operaciones de formación de imágenes múltiples veces y, cada vez que se lleva a cabo una operación de formación de imágenes, excita y detecta únicamente un único tipo de núcleo. Como resultado de ello, el tiempo de formación de imágenes de total es considerablemente largo.

45 [0006] Además, el tiempo de respuesta de las señales de MR también puede diferir enormemente entre los diferentes tipos de núcleo, haciendo que las operaciones de formación de imágenes secuenciales durante un curso de formación de imágenes largo sean incapaces de capturar a tiempo las imágenes de MR, particularmente para los núcleos con un tiempo de respuesta muy corto. Por consiguiente, las diferentes imágenes de MR adquiridas en momentos diferentes por un equipo de MRI convencional no pueden mostrar fielmente características reales (por ejemplo actividades fisiológicas) en un sujeto.

50 [0007] El documento Jesmanowicz et al., Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 10, página 2501, revela un método para adquisiciones de MRI simultáneas en dos frecuencias de RMN diferentes.

55 [0008] La patente US 5 446 384 A divulga imágenes de resonancia magnética de especies químicas seleccionadas generadas por la aplicación de un pulso de excitación de radiofrecuencia multibanda.

60 [0009] La patente EP 0412 747 A2 divulga un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética que comprende medios de campo magnético para crear un campo magnético principal y gradientes de campo magnético a través de una región de imagen; un transmisor que determina las características de una señal de radiofrecuencia transmitida; una antena que recibe impulsos de radiofrecuencia analógicos desde dicho transmisor y transmite una energía de radiofrecuencia correspondiente en la región de imagen; un receptor para recibir una señal de resonancia analógica procedente de la región de imagen y convirtiéndola en datos de imagen; y medios de procesamiento de imagen digital para procesar digitalmente dichos datos de imagen en una representación de imagen, caracterizado por el hecho de que: dicho transmisor incluye un transmisor digital que procesa digitalmente instrucciones de entrada digitales para determinar, digitalmente, dichas características de la

señal de radiofrecuencia transmitida; y dicho receptor es un receptor digital que convierte dicha señal de resonancia analógica procedente de la región de imagen en datos digitales.

[0010] La patente WO 2007/066244 A1 divulga un sistema de formación de imágenes médico que excita múltiples núcleos a través de un único amplificador de RF, que comprende un imán que genera un campo magnético principal en una región de examen; una bobina de gradiente que superpone gradientes de campo magnético en B_0 ; una bobina de RF que introduce impulsos de RF en la región de examen para excitar selectivamente núcleos dentro de un sujeto que reside en la región de examen; al menos un transmisor que genera impulsos de excitación multinúcleo asociados a al menos dos isótopos diferentes y dos espectros de frecuencia diferentes; y un único amplificador que envía los impulsos de excitación multinúcleo a la bobina de RF aplica el campo de RF en la región de examen.

[0011] El documento Weaver, Magnetic Resonance in Medicine, vol. 8, nº. 3, 1988, páginas 275 a 284, divulga una técnica de formación de imágenes por resonancia magnética simultánea multicorte.

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

[0012] Según la presente invención, se proporciona un método de MRI tal y como se define en la reivindicación 1. En la reivindicación 7, se define un equipo de MRI según la presente invención. Las reivindicaciones dependientes muestran algunos ejemplos de tales equipo y método, respectivamente.

[0013] En la presente se describe un equipo de MRI de banda ancha y un método de MRI de banda ancha capaces de ahorrar tiempo total de formación de imágenes y de proporcionar información más precisa adquiriendo simultáneamente imágenes de MR para diferentes tipos de núcleo.

[0014] En un aspecto, se proporciona un método de MRI. El método de MRI comprende generar una señal de RF de banda ancha con una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden respectivamente a una pluralidad de tipos de núcleo diferentes, para excitar simultáneamente los tipos de núcleo diferentes, detectar una señal de RF de banda ancha de respuesta con una pluralidad de bandas de frecuencia emitidas respectivamente por los diferentes tipos de núcleo, y reconstruir imágenes de resonancia magnética para los diferentes tipos de núcleo basados en la señal de RF de banda ancha de respuesta.

[0015] En un aspecto, también se proporciona un equipo de MRI que utiliza el método de MRI. El equipo de MRI comprende un sistema de RF configurado para generar una señal de RF de banda ancha con una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden respectivamente a una pluralidad de diferentes tipos de núcleo, para excitar simultáneamente los diferentes tipos de núcleo, y además para detectar una señal de RF de banda ancha de respuesta con una pluralidad de bandas de frecuencia emitidas respectivamente por los diferentes tipos de núcleo, y un módulo de procesamiento de imágenes configurado para reconstruir imágenes de resonancia magnética para los diferentes tipos de núcleo en función de la señal de RF de banda ancha de respuesta.

[0016] Más adelante, se describen tales características, aspectos y ejemplos de realización, así como otros en la sección titulada "Descripción detallada".

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0017] Las características, los aspectos y los ejemplos de realización se describen en conjunción con los dibujos anexos, en los que:

la figura 1 es una tabla que resume las relaciones giromagnéticas para algunos tipos de núcleo ejemplares; la figura 2 es un diagrama que ilustra la configuración de un equipo de MRI de banda ancha ejemplar conforme a una forma de realización;

la figura 3 es un diagrama ejemplar que ilustra la distribución de frecuencias de una señal de RF conforme a una forma de realización;

la figura 4 es un diagrama esquemático que ilustra la correspondencia entre el o los componente(s) de frecuencia en una banda de frecuencia y la o las ubicación(es) de excitación del o de los corte(s)/bloque(s);

las figuras 5A y 5B son, respectivamente, diagramas que ilustran esquemáticamente la distribución de las ubicaciones de excitación de los cortes/bloques para diferentes tipos de núcleo según una primera forma de realización y un ejemplo fuera del alcance de la presente invención;

la figura 6 es un diagrama ejemplar que muestra campos magnéticos y las frecuencias de resonancia para diferentes tipos de núcleo en función de la posición conforme a una forma de realización;

las figuras 7A y 7B son, respectivamente, diagramas ejemplares que muestran la relación entre la distribución del componente de frecuencia y la distribución de la ubicación de los cortes/bloques conforme a una primera forma de realización y un ejemplo fuera del alcance de la presente invención;

la figura 8 es un diagrama ejemplar que ilustra esquemáticamente la separación de componentes de frecuencia limítrofes de la señal FID bajo diferentes intensidades del gradiente de separación de corte/bloque conforme a una forma de realización;

la figura 9 es un diagrama de flujo de un método de MRI conforme a una forma de realización;
 la figura 10 es un diagrama de flujo de la optimización de calidad de imagen de MR conforme a una forma de realización;
 la figura 11 es un diagrama ejemplar que ilustra la relación entre los anchos de banda de los componentes de frecuencia y el grosor de los cortes/bloques correspondientes conforme a una forma de realización.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA FORMA DE REALIZACIÓN PREFERIDA

[0018] La figura 2 es un diagrama que ilustra la configuración de un equipo de MRI de banda ancha ejemplar 200 conforme a una forma de realización, capaz de adquirir simultáneamente imágenes de MR para diferentes tipos de núcleo. Tal y como se muestra, el equipo de MRI de banda ancha 200 comprende un controlador de secuencia 210, un módulo de emisión de campo magnético estático 220, un sistema de RF 230 con un módulo de excitación de RF 232 y un módulo de recepción de RF 234, y un módulo de salida de gradiente 240 con un controlador de gradiente 242 y una pluralidad de bobinas de gradiente 244 controladas por el controlador de gradiente 242. Adicionalmente, el equipo de MRI de banda ancha 200 puede comprender también una consola principal 250 que tiene un módulo de control 252, un módulo de almacenamiento 254, y un módulo de procesamiento de formación de imágenes 256. Además, el equipo de MRI de banda ancha 200 puede comprender adicionalmente un dispositivo de pantalla 260 y un dispositivo de entrada 270.

[0019] El módulo de control 252, un ordenador por ejemplo, se configura para controlar el controlador de secuencia 210, el módulo de almacenamiento 254, el módulo de procesamiento de formación de imágenes 256, el dispositivo de pantalla 260, y el dispositivo de entrada 270 para llevar a cabo una operación de MRI, ejecutando y accediendo a varios programas y datos almacenados en el módulo de almacenamiento 270 (por ejemplo una memoria). Durante una operación de MRI, el controlador de secuencia 210, que funciona en respuesta al módulo de control 252, puede controlar el sistema de RF 230 y el módulo de salida de gradiente 240 para llevar a cabo secuencialmente un procedimiento de excitación y un procedimiento de recepción. Después de los procedimientos de excitación y recepción, el módulo de procesamiento de formación de imágenes 256 y el dispositivo de pantalla 260 pueden, a continuación, llevar a cabo un procedimiento de reconstrucción de imagen en respuesta al módulo de control 252, reconstruyendo los datos adquiridos en el procedimiento de recepción para mostrar las imágenes reconstruidas. Adicionalmente, un usuario puede operar interactivamente el equipo de MRI de banda ancha 200 y definir varias cantidades físicas a través de la comunicación con el módulo de control 200 usando el dispositivo de pantalla 260 (por ejemplo una pantalla gráfica) y el dispositivo de entrada 270 (por ejemplo un teclado). La operación de formación de imágenes del equipo de MRI de banda ancha 200 durante los procedimientos de excitación, recepción y reconstrucción de imagen se detalla más abajo.

1. Procedimiento de excitación

[0020] El módulo de salida de campo magnético estático 220 se configura a generar un campo magnético estático y uniforme B_0 en un espacio de medición 4 que recibe un sujeto 2 (por ejemplo un cuerpo vivo o parte de un cuerpo vivo) que se va a escanear. La dirección del campo magnético estático, por ejemplo, es a lo largo de un eje Z.

[0021] El módulo de excitación de RF 232 en el sistema de RF 230, en respuesta al controlador de secuencia 210, genera una señal de RF de banda ancha que tiene una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden respectivamente a una pluralidad de diferentes tipos de núcleo, y transmite la señal de RF al espacio de medición 4 para excitar simultáneamente los diferentes tipos de núcleo en el sujeto 2. La diferencia de frecuencia entre bandas de frecuencia diferentes, por ejemplo, puede tan amplia como varios MHz o varias decenas de MHz, dependiendo de los tipos de núcleo que se van a excitar.

[0022] La figura 3 es un diagrama ejemplar que ilustra la distribución de frecuencias de la señal de RF generada por el módulo de excitación de RF 232 en la figura 2 conforme a una forma de realización. Tal y como se muestra, la señal de RF tiene una pluralidad de bandas de frecuencia B_1, B_2, \dots y B_n (n es un número entero y $2 \leq n$) que corresponden a una pluralidad de diferentes tipos de núcleo NUC_1, NUC_2, \dots y NUC_n , respectivamente. Además, cada una de las bandas de frecuencia, B_i (i es un número entero e $i = 1 \sim n$) puede incluir uno o más componentes de frecuencia $f_i, 1-f_i, m_i$ (m_i es un número entero y $m_i \geq 1$ para cada i) que son idénticos (o próximos) a las frecuencias de resonancia de un tipo de núcleo correspondiente NUC_i en posiciones de excitación. Por consiguiente, uno o más componentes de frecuencia $f_i, 1-f_i, m_i$ dentro de cada banda de frecuencia B_i se puede usar para excitar uno o más cortes/bloques $S_i, 1-S_i, m_i$, respectivamente.

[0023] En referencia de nuevo a la figura 2, el módulo de excitación de RF 230, por ejemplo, puede incluir un único elemento de bobina de transmisión de RF (no mostrado) capaz de irradiar la señal de RF de banda ancha que tiene las bandas de frecuencia diferentes que corresponden respectivamente a los tipos de núcleo diferentes. Alternativamente, el módulo de excitación de RF 230 puede incluir de otro modo una pluralidad de elementos de bobina de transmisión de RF (no mostrados), donde cada uno irradia simultáneamente una señal de RF respectiva que tiene una o más bandas de frecuencia para excitar el o los tipo(s) de núcleo correspondiente(s). Dado que las diferencias de frecuencia entre diferentes bandas de frecuencia pueden ser

amplias, en algunas formas de realización puede no ser necesario un mecanismo de reducción de acoplamiento entre los elementos de bobina. Sin embargo, en caso necesario, también se puede implementar un mecanismo de reducción de acoplamiento para evitar las interferencias entre bandas de frecuencia diferentes en otro mecanismo.

5

[0024] Cuando se aplica la señal de RF generada por el módulo de excitación de RF 230, el controlador de gradiente 242, en respuesta al controlador de secuencia 210, puede controlar las bobinas de gradiente 242 para generar y transmitir un gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} (corte para 2D y bloque para 3D) al espacio de medición 4. El gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} es una porción de gradiente de campo magnético para seleccionar la o las ubicación(es) de excitación para el o los corte(s)/bloque(s) para cada tipo de núcleo. Descrito con más detalle, el gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} se utiliza para añadir variación espacial al campo magnético uniforme B_0 generado por el módulo de salida de campo magnético estático 220, de manera que los mismos tipos de núcleo en posiciones diferentes pueden tener frecuencias de resonancia diferentes en posiciones diferentes, y uno o más componentes de frecuencia dentro de cada banda de frecuencia de la señal de RF puede, por lo tanto, excitar simultáneamente un tipo de núcleo que corresponde a la banda de frecuencia en la o las ubicación(es) de excitación seleccionada(s) correspondiente(s) al o a los componente(s) de frecuencia.

10

15

20

[0025] La figura 4 es un diagrama esquemático que ilustra la correspondencia entre el o los componente(s) de frecuencia en una banda de frecuencia y la o las ubicación(es) de excitación del o de los corte(s)/bloque(s). Tal y como se muestra en la figura 3, los componentes de frecuencia $f_{i,1}$, $f_{i,2}$, ... y f_{i,m_i} en una banda de frecuencia B_i (i es un número entero e $i = 1 \sim n$) se pueden usar para excitar uno o más cortes/bloques $S_{i,1}$, $S_{i,2}$; ... y S_{i,m_i} , respectivamente, que tienen posiciones respectivas de $z_{i,1}$, $z_{i,2}$, ..., y z_{i,m_i} . Cabe señalar que se puede usar una única banda de frecuencia B_i para excitar un único corte/bloque o múltiples cortes/bloques, dependiendo de si la banda de frecuencia B_i tiene una única o múltiples frecuencias.

25

30

[0026] De forma adicional, también cabe señalar que los cortes/bloques para diferentes tipos de núcleo pueden estar en las mismas o diferentes ubicaciones de excitación, como se muestra en las figuras 5A y 5B, respectivamente, que son diagramas que ilustran esquemáticamente la distribución de ubicaciones de excitación de los cortes/bloques para diferentes tipos de núcleo conforme a una primera forma de realización y un ejemplo fuera del alcance de la presente invención, respectivamente. En la figura 5A, dos bandas de frecuencia diferentes B_i y B_j (j es un número entero e $i \neq j$) excitan su(s) respectivo(s) corte(s)/bloque(s) en ubicaciones diferentes, de aquí en adelante designado como "múltiples cortes/bloques para múltiples núcleos". Por el contrario, en un ejemplo fuera del alcance de la presente invención mostrado en la figura 5B, dos bandas de frecuencia diferentes B_i y B_j (j es un número entero e $i \neq j$) excitan su(s) respectivo(s) corte(s)/bloque(s) en la o las misma(s) ubicación(es), designados de aquí en adelante como "único corte/bloque para múltiples núcleos".

35

40

[0027] El gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} , de acuerdo con una forma de realización específica, puede ser un campo magnético de gradiente invariable con el tiempo (es decir, estático) variado linealmente a lo largo de una dirección de selección de corte/bloque, que, preferiblemente, puede ser paralela a la dirección de campo magnético estático (es decir, al eje Z en la forma de realización). Por lo tanto, el gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} puede expresarse como G_{ssz} , donde G_{ss} denota la intensidad (por ejemplo en Gauss/centímetros) del gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} , y z denota la posición a lo largo del eje Z. Sin embargo, también se pueden usar varios otros gradientes de selección de corte/bloque en formas de realización alternativas.

45

50

[0028] La figura 6 es un diagrama ejemplar que muestra la dependencia entre el campo magnético estático B_0 , el gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} , y el campo magnético total B_T , en función de la posición en el espacio de medición 230, conforme a una forma de realización específica con un gradiente de selección de corte/bloque lineal invariable con el tiempo G_{ss} . La figura 6 muestra adicionalmente las frecuencias de resonancia para diferentes tipos de núcleo bajo el campo magnético total B_T en función de la posición, para explicar el principio detrás del gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} .

55

[0029] En referencia a la figura 6, el campo magnético total B_T en el espacio de medición 4, que es el campo magnético estático B_0 más la variación debido al gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} , es un campo magnético de gradiente invariable con el tiempo linealmente variado a lo largo de la dirección de selección de corte/bloque, expresado como $B_T = B_0 + G_{ss}z$. Bajo dicho campo magnético total B_T , la frecuencia de resonancia de un núcleo, o la frecuencia requerida para excitar los núcleos, depende por consiguiente tanto del tipo como de la posición del núcleo, que se puede expresar matemáticamente de la siguiente forma:

60

$$\omega_i(z) = (B_0 + G_{ss}z) \times \gamma_i, \quad (\text{Ecuación 1})$$

donde $\omega_i(z)$ denota la frecuencia de resonancia de un núcleo NUC_i en la posición z , e γ_i denota la relación giromagnética atómica del núcleo NUC_i

65

[0030] Las figuras 7A y 7B son diagramas ejemplares que muestran la relación entre la distribución de componente de frecuencia dentro de cada banda de frecuencia de la señal de RF y su distribución de ubicación de corte/bloque correspondiente en el espacio de medición 4, conforme a una primera forma de realización y un ejemplo fuera del alcance de la presente invención, respectivamente. Las figuras 7A y 7B, que corresponden respectivamente a las figuras 5A y 5B, muestran dos casos en los que diferentes tipos de núcleo NUC1-NUCn se excitan en la misma ubicación de excitación y en ubicaciones de excitación diferentes.

[0031] En referencia a las figuras 7A y 7B, debido al factor de tipo de núcleo (es decir, γ_i) en $\omega_i(z)$, se requieren diferentes tipos de núcleo NUC1-NUCn para ser excitados con bandas de frecuencia diferentes B1-Bn que correspondan a las relaciones giromagnéticas atómicas $\gamma_1 - \gamma_n$ de los diferentes tipos de núcleo NUC1-NUCn.

[0032] Además, debido al factor de posición (es decir, z) en $\omega_i(z)$, para cada tipo de núcleo NUCi (i es un número entero e $i = 1 \sim n$), se requieren uno o varios cortes/bloques Si,1-Si,m_i (m_i es un número entero y $m_i \geq 1$ para cada i) para que sean excitados por uno o varios componentes de frecuencia fi,1-fi,m_i que corresponden a la o las posiciones zi,1-zi,m_i del o de los cortes/bloques Si,1-Si,m_i.

[0033] Más específicamente, la diferencia de frecuencia entre dos componentes de frecuencia limítrofes fi,k y fi, (k + 1) (k es un número entero y $k = 1 \sim m_i$) dentro de la banda de frecuencia Bi se puede determinar conforme a la distancia absoluta $|z_{i,k} - z_{i, (k + 1)}|$ entre dos cortes/bloques limítrofes Si,k y Si,(k + 1) y la relación giromagnética atómica del núcleo NUCi según una ecuación:

$$f_{sep,i} = d_{sep,i} \times \gamma_i \times G_{SS}, \quad (\text{Ecuación 2})$$

donde $f_{sep,i}$ denota la diferencia de frecuencia (es decir $f_{sep,i} = |f_{i,k} - f_{i, (k + 1)}|$) (por ejemplo en Hz); $d_{sep,i}$ denota la distancia absoluta entre dos cortes/bloques limítrofes para el núcleo NUCi (es decir $d_{sep,i} = |z_{i,k} - z_{i, (k + 1)}|$) (por ejemplo en centímetros) que, por ejemplo, fija el usuario según necesidades prácticas; γ_i denota la relación giromagnética atómica del núcleo NUCi; y G_{SS} denota la intensidad del gradiente de selección de corte/bloque G_{SS} (por ejemplo en Gauss/centímetros).

[0034] Por consiguiente, los respectivos componentes de frecuencia fi,1-fi,m_i en cada banda de frecuencia Bi se pueden determinar según la ecuación 2 para adquirir la distribución de ubicación de corte/bloque deseada. Además, los respectivos componentes de frecuencia fi,1-fi,m_i y fj,1-fj,m_j (j es un número entero e $i \neq j$) en bandas de frecuencia Bi y Bj pueden tener una configuración de múltiples cortes/bloques para múltiples núcleos, lo que significa que las ubicaciones de corte/bloque correspondientes zi,1-zi,m_i son diferentes de zj,1-zj,m_j, tal y como se muestra en la figura 7A o, en un ejemplo fuera del alcance de la presente invención, pueden de otro modo tener una configuración de un único corte/bloque para múltiples núcleos, lo que significa que las ubicaciones de corte/bloque correspondientes zi,1-zi,m_i son iguales a zj,1-zj,m_j, tal y como se muestra en la figura 7B.

[0035] El equipo de MRI de banda ancha 200, que se beneficia del módulo de excitación de RF capaz de generar una señal de RF de banda ancha, puede excitar simultáneamente diferentes tipos de núcleo en el sujeto en ubicaciones diferentes sin un mecanismo de conmutación entre bandas de frecuencia diferentes, acelerando de esta forma el procedimiento de excitación.

2. Procedimiento de recepción

[0036] El módulo de recepción de RF 234 del sistema de RF, en respuesta al controlador de secuencia 210, se configura para que detecte una señal de RF de respuesta (la señal denominada señal de "caída libre de la inducción" [FID]) generada por los diferentes núcleos excitados. La señal FID, similar a la señal de RF generada por el módulo de excitación de RF 230, también es una señal de banda ancha con una pluralidad de bandas de frecuencia que emiten respectivamente los diferentes tipos de núcleo cuando se relajan desde unos estados de excitación hasta unos estados de energía más baja.

[0037] Concretamente, el módulo de recepción de RF 234 puede recibir y procesar simultáneamente (por ejemplo, amplificar, desmodular, filtrar y digitalizar) las bandas de frecuencia diferentes en la señal de RF y, después, proporcionar datos digitales al módulo de control que, a continuación, transmite los datos digitales al módulo de procesamiento de formación de imágenes, o de forma alternativa, proporcionar directamente los datos digitales al módulo de procesamiento de imágenes. Los datos digitales también pueden estar almacenados en el módulo de almacenamiento 254 si es necesario. Los datos digitales representan las imágenes de MR en el espacio de frecuencia (o espacio de Fourier o espacio k).

[0038] Por ejemplo, el módulo de recepción de RF 234 puede incluir un único elemento de bobina de recepción de RF (no mostrado) capaz de detectar simultáneamente bandas de frecuencia diferentes en la señal FID de banda ancha generada por diferentes tipos de núcleo. De forma alternativa, el módulo de recepción de RF puede incluir una pluralidad de elementos de bobina de recepción de RF, donde cada uno detecta simultáneamente una

o más bandas de frecuencia emitidas por tipo(s) de núcleo correspondiente(s). Dado que las diferencias de frecuencia entre diferentes bandas de frecuencia pueden ser amplias, en algunas formas de realización puede no ser necesario un mecanismo de reducción de acoplamiento entre los elementos de bobina. Sin embargo, si es necesario, también se puede implementar el mecanismo de reducción de acoplamiento para evitar interferencias entre bandas de frecuencia diferentes en algún otro mecanismo.

[0039] Debe observarse que no se requiere que el módulo de excitación de RF 232 y el módulo de recepción de RF 234 estén dispuestos de forma separada. En otras formas de realización, el módulo de excitación de RF 232 y el módulo de recepción de RF 234 pueden estar integrados como un único módulo de excitación/recepción de RF (no mostrado). Concretamente, el módulo de excitación/recepción de RF único, por ejemplo, puede incluir un elemento de bobina de transmisión/recepción de RF único capaz de transmitir y recibir una señal de RF de banda ancha. De forma alternativa, el módulo de excitación/recepción de RF único puede incluir una pluralidad de elementos de bobina de transmisión/recepción de RF, donde cada una transmite y recibe simultáneamente una o más bandas de frecuencia correspondientes a uno o más tipos de núcleo.

[0040] El controlador de gradiente 242, en respuesta al controlador de secuencia 252, puede controlar las bobinas de gradiente 242 para que generen y transmitan un gradiente de codificación espacial G_{enc} y un gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} (corte para 2D y bloque para 3D) al espacio de medición 4. El gradiente de codificación espacial G_{enc} y el gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} se utilizan para añadir información espacial en direcciones diferentes a la señal FID generada por el módulo de recepción de RF.

[0041] El gradiente de codificación espacial es una porción de gradiente de campo magnético para codificar la RF de respuesta recibida por el módulo de recepción de RF 234. Concretamente, el gradiente de codificación espacial G_{enc} comprende un gradiente de codificación de fase G_p aplicado para la codificación de fase de la señal de RF de respuesta y un gradiente de codificación de frecuencia G_f aplicado para la codificación de frecuencia de la señal de RF de respuesta.

[0042] Por otro lado, el gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} es una porción de gradiente de campo magnético para separar dos componentes de frecuencia limítrofes en cada banda de frecuencia en la señal FID recibida por el módulo de recepción de RF, o eficazmente, para separar dos cortes/cortes limítrofes para cada tipo de núcleo. El gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} , por ejemplo, puede ser un campo magnético de gradiente invariable con el tiempo variado linealmente a lo largo de una dirección de separación de corte/bloque, que, por ejemplo, puede ser paralela a la dirección normal de los cortes/bloques (es decir el eje Z en la forma de realización).

[0043] De acuerdo con una forma de realización en 2D, el gradiente de codificación de fase G_p se puede implementar como un gradiente de campo magnético a lo largo de una dirección de codificación de fase, por ejemplo un eje y (aquí $G_p = G_y$). El gradiente de codificación de frecuencia G_f se puede implementar como un gradiente de campo magnético a lo largo de una dirección de codificación de frecuencia, por ejemplo un eje x (aquí $G_f = G_x$). Puede haber una variedad de secuencias de generación de los gradientes. Por ejemplo, cuando el módulo de recepción de RF recibe la señal FID, el módulo de salida de gradiente puede generar simultáneamente el gradiente de codificación de fase (es decir, G_y), el gradiente de codificación de frecuencia (es decir, G_x), y el gradiente de separación de corte G_{sep} . Cuando el gradiente de codificación espacial se genere de forma simultánea al gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} , se denominará en lo sucesivo G_{span} (es decir, $G_{span} = G_x + G_y$ en el ejemplo). En otro ejemplo, el módulo de salida de gradiente puede generar en primer lugar el gradiente de codificación de fase (es decir, G_y). Y, a continuación, el módulo de recepción de RF se activa para recibir la señal FID, mientras el módulo de salida de gradiente genera simultáneamente el gradiente de codificación de frecuencia (es decir, $G_{span} = G_f = G_x$) y el gradiente de separación de corte G_{sep} . Se puede repetir varias veces un procedimiento similar (designado como el número de la codificación espacial) con intensidades diferentes del gradiente de codificación de fase $G_p = G_y$.

[0044] De acuerdo con una forma de realización en 3D, el gradiente de codificación de fase se puede implementar como dos campos magnéticos a lo largo de dos direcciones de codificación de fase, por ejemplo, a lo largo de un eje y así como del eje z (aquí denominado $G_p = G_y + G_z$). El gradiente de codificación de frecuencia se puede implementar como un campo magnético a lo largo de una dirección de codificación de frecuencia, por ejemplo, a lo largo de un eje x (aquí denominado $G_f = G_x$). Puede haber una variedad de secuencias de generación de los gradientes. Por ejemplo, el módulo de salida de gradiente puede generar en primer lugar el gradiente de codificación de fase (es decir $G_y + G_z$). Y, a continuación, el módulo de recepción de RF se activa para recibir la señal FID, mientras el módulo de salida de gradiente genera simultáneamente el gradiente de codificación de frecuencia (es decir $G_{span} = G_f = G_x$) y el gradiente de separación de corte G_{sep} a lo largo del eje z. Se puede repetir varias veces un procedimiento similar (designado como el número de la codificación espacial) con intensidades diferentes del gradiente de codificación de fase G_p , es decir, combinaciones de intensidad diferentes de G_y y G_z .

[0045] La figura 8 es un diagrama ejemplar que ilustra esquemáticamente la separación de componentes de frecuencia limítrofes en una banda de frecuencia de la señal FID recibida por el módulo de recepción de RF 234

bajo intensidades del gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} diferentes conforme a una forma de realización. Tal y como se muestra, diferentes componentes de frecuencia en una banda de frecuencia B_i ($i = 1 \sim n$) de la señal FID recibida, sin el gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} se superpondrían completamente en una frecuencia central f_{ci} de la banda de frecuencia B_i . Con el aumento de la intensidad del gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} , los cortes/cortes limítrofes pueden estar más separados entre sí.

[0046] Con respecto a la determinación de las intensidades de gradiente de separación de corte/bloque invariables con el tiempo y lineales G_{sep} y el gradiente de codificación espacial G_{spen} conforme a una forma de realización específica, la dependencia de su intensidad se puede satisfacer mediante una ecuación:

$$G_{sep} / G_{spen} \geq FOV_{spen} / d_{sep,i}, \quad (\text{Ecuación 3})$$

donde G_{sep} denota la intensidad del gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} (por ejemplo en Gauss/centímetros); G_{spen} denota la intensidad del gradiente de codificación espacial G_{spen} (por ejemplo en Gauss/centímetros), que puede ser la intensidad de $G_x + G_y$, G_x , o G_y , dependiendo de las secuencias de generación de los gradientes; FOV_{spen} denota un campo de visión (por ejemplo ancho y en centímetros) a lo largo de la dirección del gradiente de codificación espacial G_{spen} que, por ejemplo, se define según las necesidades prácticas; y $d_{sep,i}$ denota la distancia absoluta entre dos cortes/bloques limítrofes para el núcleo NUC $_i$ (por ejemplo en centímetros) que, por ejemplo, se define según las necesidades prácticas.

[0047] Una característica única de la invención consiste en que, el equipo de MRI de banda ancha 200, que se beneficia del módulo de recepción de RF capaz de recibir una señal FID de banda ancha, puede detectar simultáneamente la energía de relajación liberada por tipos de núcleo diferentes sin un mecanismo de conmutación entre bandas de frecuencia diferentes, acelerando así el procedimiento de recepción.

3. Procedimiento de reconstrucción de imagen

[0048] Después de que el módulo de procesamiento de formación de imágenes 256 reciba los datos digitales, este ejecuta la transformación (por ejemplo transformada de Fourier 2D/3D) en los datos digitales en el espacio de frecuencia para reconstruir imágenes de MR en tiempo real en espacio real. Los datos digitales en el espacio de frecuencia también son datos de banda ancha, que incluyen datos para una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden a los diferentes tipos de núcleo. En consecuencia, las imágenes de MR para los diferentes tipos de núcleo también pueden adquirirse simultáneamente. Seguidamente, el dispositivo de pantalla 260 puede mostrar las imágenes reconstruidas en tiempo real.

[0049] La figura 9 es un diagrama de flujo de un método de MRI conforme a una forma de realización. En la etapa 910, que es una etapa de excitación, se genera una señal de RF de banda ancha (en la subetapa 911), que tiene una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden respectivamente a una pluralidad de diferentes tipos de núcleo. De forma adicional, se genera simultáneamente un gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} (corte para 2D y bloque para 3D) para el espacio de medición (en la subetapa 912).

[0050] En la etapa 920, que es una etapa de recepción, se detecta una señal de RF de respuesta de banda ancha generada por los diferentes tipos de núcleo (en la subetapa 921), que tiene una pluralidad de bandas de frecuencia emitidas respectivamente por los diferentes tipos de núcleo cuando se relajan desde un estado de excitación hasta unos estados de energía más baja. De forma adicional, también se generan un gradiente de codificación espacial G_{enc} y un gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} (corte para 2D y bloque para 3D) para añadir información espacial a la señal de RF de respuesta (en la subetapa 921). En formas de realización preferibles, el gradiente de codificación espacial G_{enc} comprende un gradiente G_{span} que se genera simultáneamente con el gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} cuando se detecta la señal de RF de respuesta de banda ancha.

[0051] En la etapa 930, que es una etapa de reconstrucción de imagen, las imágenes de MR para los diferentes tipos de núcleo se reconstruyen conforme a la señal de RF de respuesta detectada adquirida en la etapa 921.

[0052] Debe observarse que, con la provisión del gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} en el procedimiento de recepción, se pueden separar dos componentes de frecuencia limítrofes en cada banda de frecuencia en la señal FID hasta un grado deseado. Sin embargo, de forma desventajosa, el gradiente de separación de corte/bloque G_{sep} puede provocar una borrosidad no deseada en las imágenes de MR reconstruidas, deteriorando así la calidad de imagen de las imágenes de MR reconstruidas. La borrosidad de imagen puede encontrarse a lo largo de la dirección de codificación del gradiente de codificación espacial G_{spen} . Por tanto, se requiere una determinación apropiada para algunas cantidades físicas relacionadas en el equipo de MRI de banda ancha 200 de manera que la borrosidad de imagen pueda cumplir las necesidades prácticas.

[0053] La figura 10 es un diagrama de flujo de la optimización de la calidad de imagen de MR conforme a una forma de realización, que ilustra las etapas de determinación de varias cantidades físicas en el equipo de MRI de banda ancha 200 en la figura 2 o en el método de MRI de la figura 9.

5 [0054] En la etapa 1010, la borrosidad de imagen para cada tipo de núcleo NCUi (i es un número entero e i = 1~n), por ejemplo, en un rango deseado. La borrosidad de imagen puede ser un parámetro ajustable determinado por un usuario según las necesidades prácticas para grado aceptable de calidad de imagen. Conforme a una forma de realización, se puede adquirir respectivamente una calidad de imagen óptima, buena y
10 baja cuando $borrosidad(pixel) < 1$, $1 \leq borrosidad(pixel) < 3$, y $3 \leq borrosidad(pixel)$. En algunas otras formas de realización, esta etapa se puede realizar según otras varias necesidades que tienen requisitos diferentes de borrosidad de imagen.

[0055] En la etapa 1020, la resolución de imagen a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) del o de los cortes/bloques excitados respectivos para cada tipo de núcleo NCUi se determina conforme a la borrosidad de imagen correspondiente definida en la etapa 1010. En una forma de realización con un gradiente de separación de corte/bloque lineal invariable con el tiempo G_{sep} , la borrosidad de imagen para el núcleo NCUi respectiva se puede expresar como sigue:

$$20 \quad borrosidad_i \text{ (en mm)} = res_{normal,i} \times G_{sep}/G_{spen}, \quad \text{(Ecuación 4.1)}$$

$$borrosidad_i \text{ (en píxeles)} = borrosidad_i \text{ (en mm)}/res_{spen,i}. \quad \text{(Ecuación 4.2)}$$

25 [0056] En estas ecuaciones, $borrosidad_i$ denota el grado de borrosidad de imagen para el núcleo NCUi. De forma adicional, $res_{normal,i}$ denota la resolución de imagen a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) del o de los corte(s)/bloque(s) excitado(s) para el núcleo NCUi. Específicamente, en los casos en 2D, la resolución de imagen $res_{normal,i}$ a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) del o de los corte(s) excitado(s) es el grosor de un corte a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) del o de los corte(s). En los casos 3D, la resolución de imagen $res_{normal,i}$ a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) del o de los corte(s) excitado(s) es la relación del grosor de un bloque a lo largo de la dirección normal (por ejemplo a lo largo del eje z) a lo largo del bloque al número de la codificación espacial a lo largo de la dirección normal a lo largo del bloque. De forma adicional, G_{sep} denota la intensidad del gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} (que puede encontrarse a lo largo de la dirección z y en Gauss/cm). De forma adicional, G_{spen} denota la intensidad del gradiente de codificación espacial G_{spen} (por ejemplo en Gauss/cm), que puede ser la intensidad de $G_x + G_y$, G_x o G_y , dependiendo de las secuencias de generación de los gradientes. De forma adicional, $res_{spen,i}$ denota la resolución a lo largo de la dirección del gradiente de codificación espacial G_{spen} para el núcleo NCUi.

40 [0057] Por lo tanto, mediante la combinación de las ecuaciones 3, 4,1 y 4,2, la resolución de imagen $res_{normal,i}$ para núcleo NCUi puede determinarse según la borrosidad de imagen predefinida $borrosidad_i$ (en píxeles) como la ecuación siguiente:

$$45 \quad res_{normal,i} = [borrosidad_i \text{ (en píxeles)} \times d_{sep,i} \times res_{spen,i}]/FOV_{spen}, \quad \text{(Ecuación 5)}$$

50 donde la borrosidad de imagen $borrosidad_i$ (en píxeles) se ha determinado en la etapa 1010. De forma adicional, la distancia absoluta $d_{sep,i}$ entre dos cortes/bloques limítrofes para el núcleo NCUi, y la resolución $res_{spen,i}$ y el campo de visión FOV_{spen} a lo largo de la dirección del gradiente de codificación espacial G_{spen} , por ejemplo, pueden ser parámetros ajustables definidos según las necesidades prácticas.

55 [0058] En la etapa 1030, los anchos de banda de los componentes de frecuencia respectivos dentro de la banda de frecuencia Bi y la intensidad del gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} se determinan según la resolución de imagen $res_{normal,i}$ determinada en la etapa 1020.

[0059] La figura 11 es un diagrama ejemplar que ilustra la relación entre los anchos de banda de los componentes de frecuencia en una única frecuencia banda de la señal de RF y los grosores de los cortes/bloques correspondientes para la forma de realización mostrada las figuras 7A o 7B. Tal y como se muestra, cada componente de frecuencia $f_{i,k}$ (i y j son números enteros e i = 1~n, y k = 1~m_i) tiene un ancho de banda estrecho respectivo $\Delta f_{i,k}$, que excita un corte/bloque $S_{i,k}$ con un grosor $\Delta z_{i,k}$ que se puede expresar como sigue:

$$60 \quad \Delta z_{i,k} = \Delta f_{i,k} / (G_{ss} \times \gamma_i). \quad \text{(Ecuación 6)}$$

[0060] Por consiguiente, el ancho de banda $\Delta f_{i,k}$ respectivo de cada componente de frecuencia $f_{i,k}$ en la banda B_i de la señal de RF y la intensidad G_{ss} del gradiente de selección de corte/bloque G_{ss} se puede determinar según la ecuación 6, donde el grosor $\Delta z_{i,k}$ se ha determinado junto con la resolución de imagen $res_{normal,i}$ en la etapa 1020.

[0061] Según las ecuaciones 5 y 6, la borrosidad de imagen es proporcional al producto de grosor del corte/bloque (ancho de banda del componente de frecuencia) y la intensidad del gradiente de selección del corte/bloque G_{ss} . Por tanto, la borrosidad de imagen de las imágenes reconstruidas para el núcleo NCU_i puede reducirse eficazmente disminuyendo los anchos de banda de los componentes de frecuencia en la banda de frecuencia correspondiente B_i y/o aumentando la intensidad G_{ss} del gradiente de selección del corte/bloque G_{ss} .

[0062] En resumen, las formas de realización anteriormente mencionadas son pioneras en excitar/adquirir simultáneamente cortes/bloques para diferentes tipos de núcleo con ubicaciones diferentes, ahorrando así un considerable tiempo total de operación de formación de imágenes. Concretamente, para las tecnologías convencionales, se gasta un tiempo excesivo en excitar y adquirir secuencialmente los cortes/bloques $S_{1,1}$, $S_{1,2}$, ..., S_{1,m_1} , $S_{2,1}$, $S_{2,2}$, ..., S_{2,m_2} , ..., $S_{n,1}$, $S_{n,2}$, ... y S_{n,m_n} , es decir, en total se llevan a cabo, $N = (m_1 + m_2 + \dots + m_n)$ veces de operaciones de formación de imágenes. En las formas de realización anteriormente mencionadas, sin embargo, solo se requiere una operación de formación de imágenes de una sola vez para excitar y adquirir simultáneamente todos los cortes/bloques N , de modo que la cifra total es tan solo $1/N$ de la tecnología convencional. En consecuencia, esto puede resultar en una gran cantidad de ventajas y beneficios. Por ejemplo, en aplicaciones clínicas, el tiempo de diagnóstico se puede acortar significativamente, aumentando así la eficiencia del servicio médico y reduciendo el sufrimiento o la tensión de los pacientes. Asimismo, este considerable ahorro de tiempo es siempre muy apreciado en otras aplicaciones.

[0063] De forma adicional, la capacidad para adquirir simultáneamente imágenes de MR para diferentes formas de realización resuelve también el problema que surge en las tecnologías convencionales, en el que las imágenes de MR para diferentes núcleos no se pueden capturar de una vez y no se pueden demostrar fielmente las actividades fisiológicas reales en el interior de un sujeto debido a las operaciones de formación de imágenes de MR secuenciales. Las imágenes de MR adquiridas para diferentes tipos de núcleo revelan diferentes tipos de información sobre el objeto escaneado, por ejemplo, información de la actividades fisiológicas diferente, información de enfermedades diferentes, en partes diferentes de un cuerpo vivo. Por consiguiente, las formas de realización pueden lograr una observación más precisa, completa y profunda en un sujeto escaneado. Por lo tanto, en aplicaciones clínicas, por ejemplo, la precisión del diagnóstico y la eficacia del seguimiento de la enfermedad se pueden ver tremendamente aumentadas.

[0064] Además, el efecto del gradiente de separación del corte/bloque en la borrosidad de imagen se proporciona en las formas de realización anteriormente mencionadas, lo que permite optimizar la calidad de imagen que se va a realizar definiendo apropiadamente las cantidades físicas relacionadas, lo que puede incluir la reducción de la borrosidad de imagen disminuyendo los anchos de banda de los componentes de frecuencia en la banda de frecuencia y/o aumentando la intensidad del gradiente de selección del corte/bloque.

[0065] Asimismo, las formas de realización se pueden emplear para conseguir un escaneo de sujeto entero (por ejemplo de cuerpo entero). Dicho escaneo de cuerpo entero demuestra la ventaja de la invención (ahorro considerable de tiempo de formación de imágenes de MR, particularmente para la formación de imágenes de áreas grandes y/o el escaneo de diferentes tipos de núcleo).

[0066] En algunas formas de realización que llevan a cabo dicho escaneo de sujeto entero (por ejemplo de cuerpo entero), se pueden implementar el o los elemento(s) de bobina en el módulo de excitación de RF 232 y el módulo de recepción de RF 234 para que cubran al sujeto entero (por ejemplo el cuerpo entero), de manera que los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo en el cuerpo entero se pueden excitar y detectar simultáneamente. Por consiguiente, se permite que las imágenes de MR para diferentes tipos de núcleo en el cuerpo entero se adquieran simultáneamente. En dichas formas de realización, se emplean preferiblemente las tecnologías que logran una mayor homogeneidad para un campo magnético estático en un área grande (es decir, el área de cobertura para el cuerpo entero), para obtener el beneficio de mejora de la calidad de las imágenes de MR.

[0067] En algunos otros ejemplos, se puede implementar de forma alternativa una cama/mesa deslizable en un espacio de medición para llevar a un sujeto y deslizarla con el tiempo durante una operación de formación de imágenes. Se pueden implementar ahí el o los elementos de bobina en el módulo de excitación de RF 232 y el módulo de recepción de RF 234 para que cubran únicamente una parte del sujeto (por ejemplo un cuerpo vivo), de manera que los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo en la parte se puedan excitar y detectar simultáneamente. Debido a que la cama/mesa deslizable se desliza con el tiempo, se pueden excitar y detectar secuencialmente las diferentes partes del sujeto extendido sobre la cama/mesa deslizable. Gracias a la recogida de los datos adquiridos en distintas partes del cuerpo, las imágenes de MR para los diferentes tipos de núcleo en el cuerpo entero todavía se pueden adquirir. En comparación con las formas de realización de cobertura del

cuerpo entero, dado que el área excitada y detectada (es decir, el área de cobertura para parte del cuerpo) en dichas formas de realización puede ser menor, las formas de realización se pueden llevar a cabo sin que sea necesaria una alta homogeneidad del campo magnético estático en un área grande.

- 5 [0068] A pesar de que se hayan descrito previamente algunas formas de realización, deberá entenderse que las formas de realización descritas son únicamente a modo de ejemplo. Por consiguiente, el dispositivo y los métodos descritos aquí no deberían limitarse según las formas de realización descritas. Por el contrario, el dispositivo y los métodos descritos aquí deberían limitarse únicamente según las reivindicaciones siguientes cuando estas se toman junto con la descripción y dibujos anexos.

10

REIVINDICACIONES

1. Método de formación de imágenes por resonancia magnética, = MRI, para adquirir simultáneamente imágenes de resonancia magnética para diferentes tipos de núcleo en un sujeto, que comprende:
5 una etapa de excitación (910) que comprende:

generar (911) una señal de RF de banda ancha que tiene una pluralidad de bandas de frecuencia que corresponden respectivamente a una pluralidad de cortes/bloques en el sujeto para una pluralidad de diferentes tipos de núcleo, para excitar simultáneamente los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo, donde la pluralidad de bandas de frecuencia consiste en una pluralidad de componentes de frecuencia $f_{i,k}$, cada uno de los cuales tiene un ancho de banda $\Delta f_{i,k}$, para cada i-ésimo tipo de núcleo y cada k-ésimo corte/bloque; y

generar (912) un gradiente de selección de corte/bloque con una intensidad G_{ss} cuando la señal de RF de banda ancha se genera para seleccionar la ubicación de excitación de los cortes/bloques para cada tipo de núcleo;

una etapa de recepción (920) que comprende:

detectar (921) una señal de RF de respuesta de banda ancha que tiene una pluralidad de bandas de frecuencia emitidas respectivamente por los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo;

generar (922) un gradiente de codificación espacial con una intensidad G_{spen} para codificar la señal de RF de respuesta de banda ancha; y

generar (922) un gradiente de separación de corte/bloque con una intensidad G_{sep} para separar los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo, donde el gradiente de selección de corte/bloque y el gradiente de separación de corte/bloque se emplean para añadir información espacial en direcciones diferentes a la señal de RF de respuesta de banda ancha detectada; y

reconstruir (930) las imágenes de resonancia magnética de los cortes/bloques para los diferentes tipos de núcleo en el sujeto basándose en la señal de RF de respuesta de banda ancha; donde el método comprende además:

predefinir (1010) una borrosidad de imagen para las imágenes de resonancia magnética reconstruidas;

determinar (1020) una resolución de imagen $res_{normal,i}$ a lo largo de la dirección normal a los cortes/bloques excitados para cada i-ésimo tipo de núcleo según la ecuación siguiente:

$$res_{normal,i} = [borrosidad_i \times d_{sep,i} \times res_{spen,i}] / FOV_{spen},$$

donde $res_{normal,i}$ es o bien el grosor de corte durante la formación de imágenes de cortes o la relación de grosor de bloque al número de puntos de codificación espacial a lo largo de la dirección normal del bloque durante la formación de imágenes de los bloques, $borrosidad_i$ es la borrosidad de imagen predefinida para el i-ésimo tipo de núcleo, $d_{sep,i}$ denota la distancia absoluta entre dos cortes/bloques limítrofes para el i-ésimo tipo de núcleo, $res_{spen,i}$ denota la respectiva resolución de imagen a lo largo de la dirección del gradiente de codificación espacial para el i-ésimo tipo de núcleo y FOV_{spen} denota el campo de visión a lo largo de la dirección del gradiente de codificación espacial;

determinar los componentes de frecuencia $f_{i,k}$ según la ecuación siguiente:

$$f_{sep,i} = d_{sep,i} \times \gamma_i \times G_{ss} ,$$

donde $f_{sep,i}$ denota la diferencia de frecuencia entre dos componentes de frecuencia limítrofes para cada i-ésimo tipo de núcleo, $d_{sep,i}$ denota la distancia absoluta entre los dos cortes/bloques limítrofes para el i-ésimo tipo de núcleo que corresponde a $f_{sep,i}$ y de manera que la pluralidad de cortes/bloques para un i-ésimo tipo de núcleo se encuentren en el sujeto en ubicaciones diferentes de la pluralidad de cortes/bloques para cualquier j-ésimo tipo de núcleo, donde $i \neq j$;

determinar (1030) los anchos de banda $\Delta f_{i,k}$ del respectivo componente de frecuencia $f_{i,k}$, o la intensidad G_{ss} del gradiente de selección de corte/bloque conforme a la resolución de imagen determinada para cada i-ésimo tipo de núcleo según la ecuación siguiente:

$$\Delta z_{i,k} = \Delta f_{i,k} / (G_{ss} \times \gamma_i) ,$$

donde $\Delta z_{i,k}$ denota el grosor de corte/bloque del corte/bloque que corresponde al componente de frecuencia $f_{i,k}$ e γ_i denota la relación giromagnética atómica del i-ésimo tipo de núcleo; y determinar la intensidad G_{sep} del gradiente de separación de corte/bloque de manera que se satisfaga la ecuación siguiente para cada i-ésimo tipo de núcleo:

$$G_{sep} / G_{spen} > FOV_{spen} / d_{sep,i} .$$

- 5 2. Método de MRI según la reivindicación 1, que comprende además aumentar la intensidad del gradiente de selección de corte/bloque para reducir la borrosidad de imagen para cada tipo de núcleo.
- 10 3. Método de MRI según la reivindicación 1, que comprende además anchos de banda decrecientes de los respectivos componentes de frecuencia dentro de una de las bandas de frecuencia para reducir la borrosidad de imagen para el tipo de núcleo que corresponde a la banda de frecuencia.
- 15 4. Método de MRI según la reivindicación 1, donde el gradiente de codificación espacial comprende un gradiente de codificación de fase y un gradiente de codificación de frecuencia.
- 20 5. Método de MRI según la reivindicación 1, donde la señal de RF y la señal de respuesta de RF cubren cada una la parte entera de un sujeto para excitar y detectar simultáneamente la parte entera del sujeto, respectivamente.
6. Método de MRI según la reivindicación 1, donde la señal de RF y la señal de respuesta de RF cubren cada una una parte de un sujeto que se desliza con el tiempo, para excitar y detectar secuencialmente partes diferentes del sujeto, respectivamente.
- 25 7. Equipo de formación de imágenes por resonancia magnética, = MRI, (200), que comprende:
 un sistema de RF (232, 234) y
 un módulo de salida de gradiente (242, 244);
caracterizado por el hecho de que dicho equipo de MRI se configura para llevar a cabo cualquiera de los métodos según las reivindicaciones 1 a 6.

Núcleo	Relación giromagnética (MHz/T)
^1H	42,58
^2H	6,54
^3He	32,44
^{13}C	10,71
^{14}N	3,08
^{17}O	5,77
^{19}F	40,08
^{23}Na	11,27
^{31}P	17,25
^{129}Xe	11,86

FIG.1

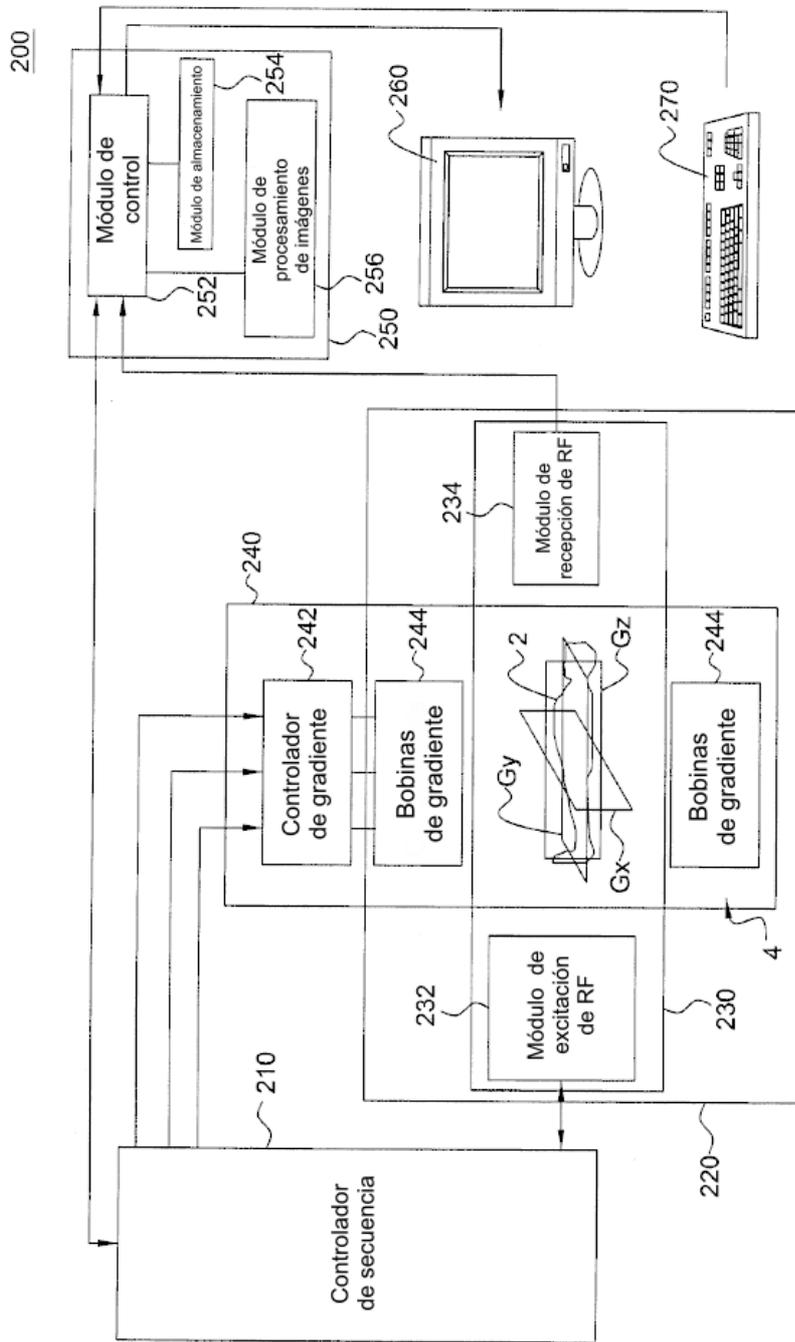


FIG.2

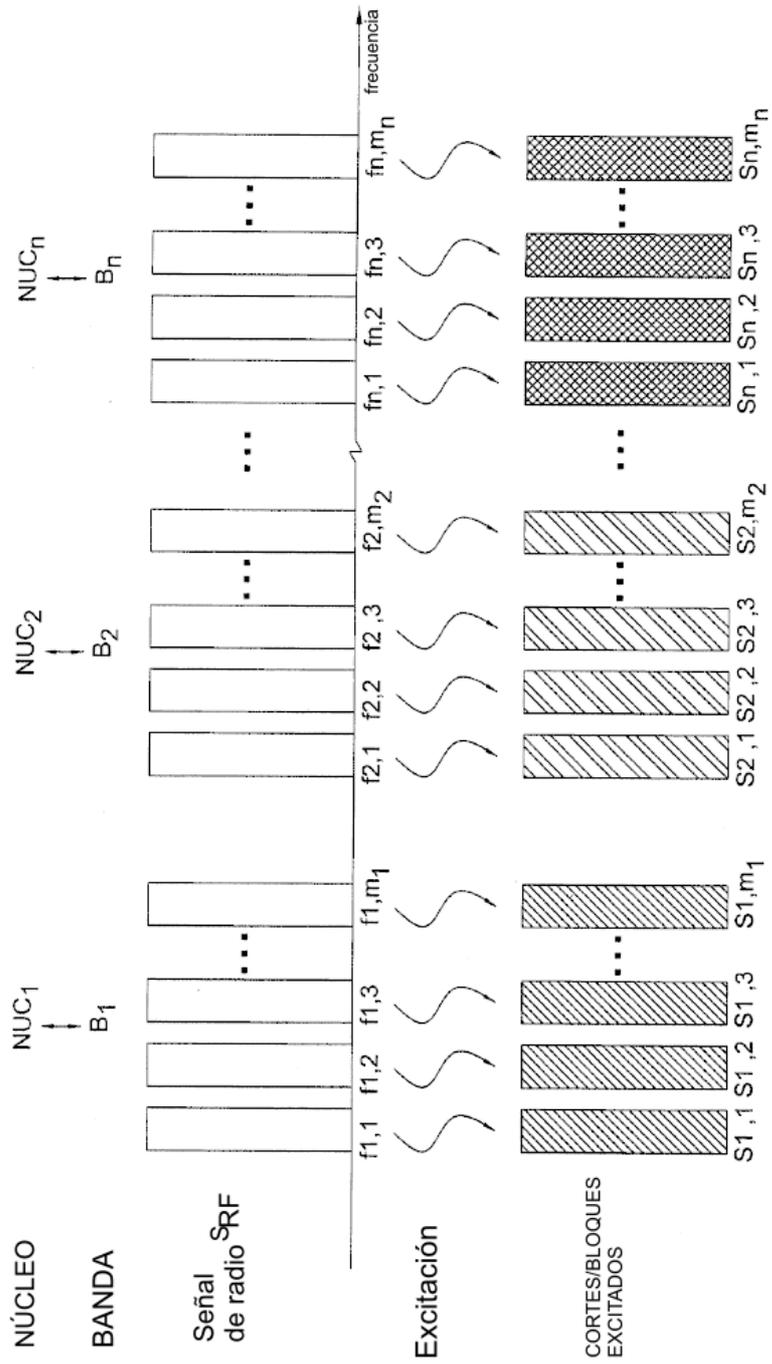


FIG.3

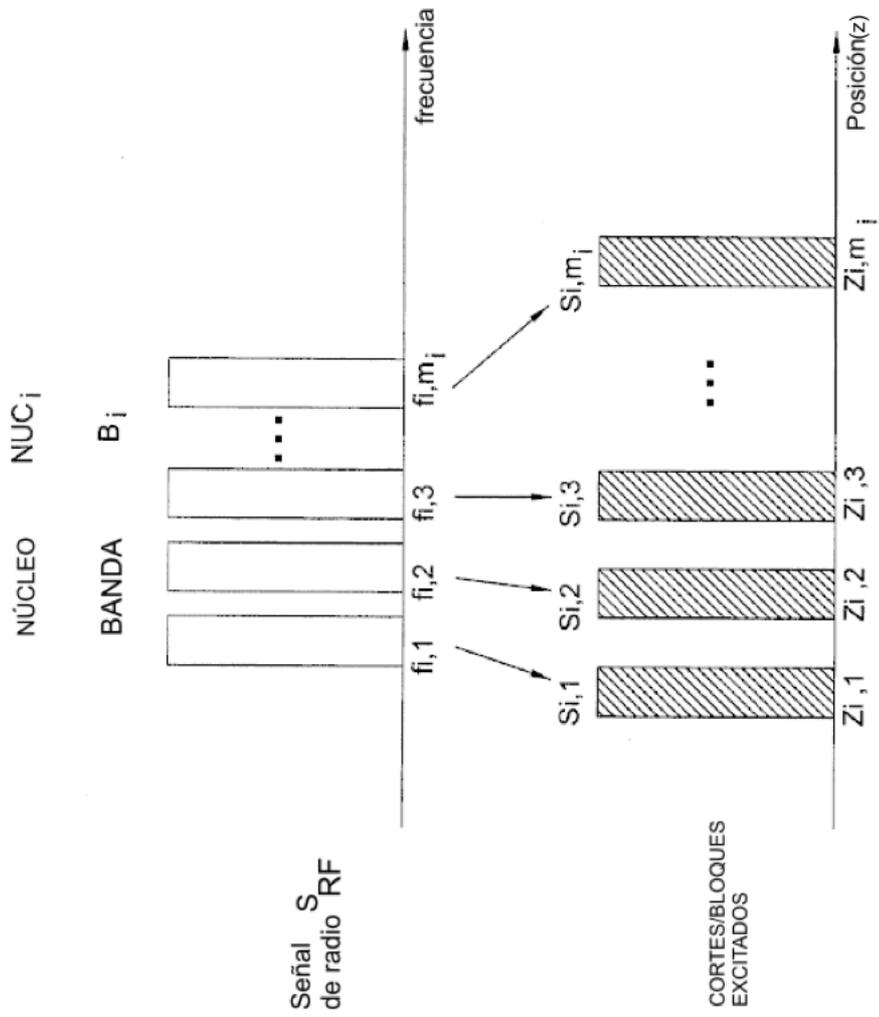


FIG.4

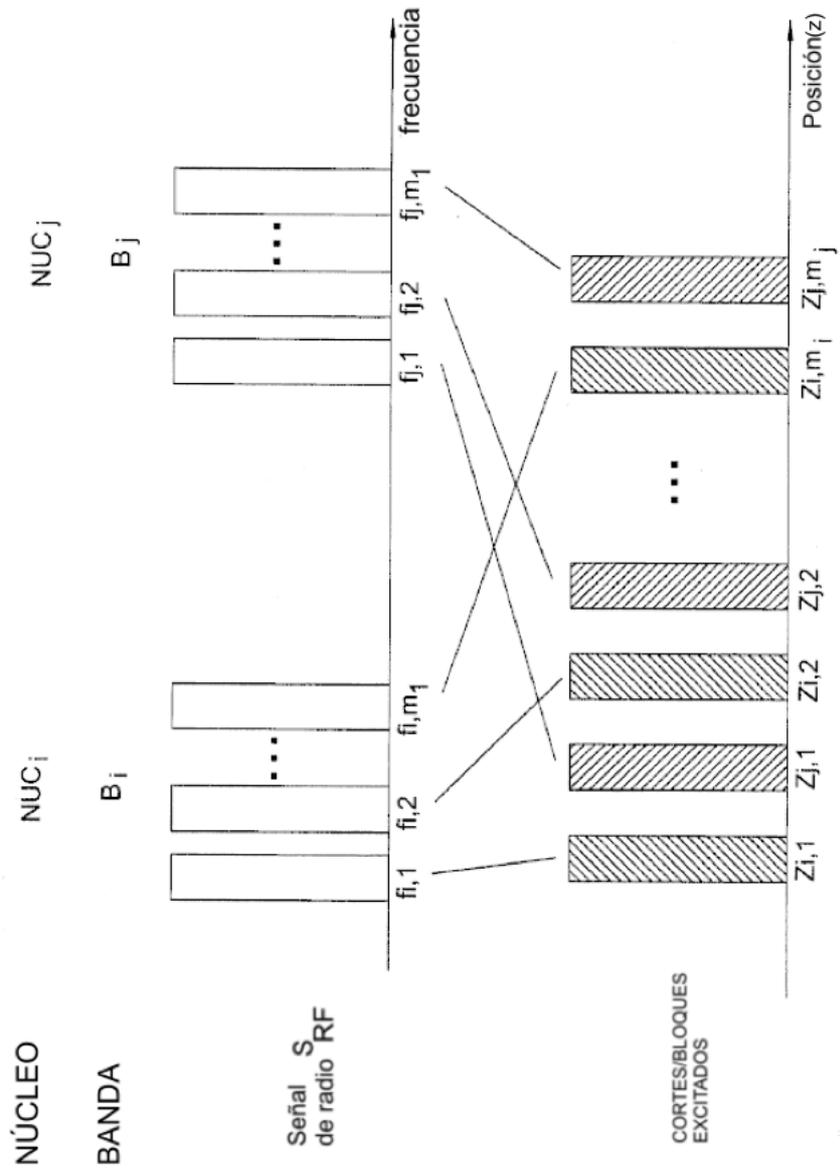


FIG.5A

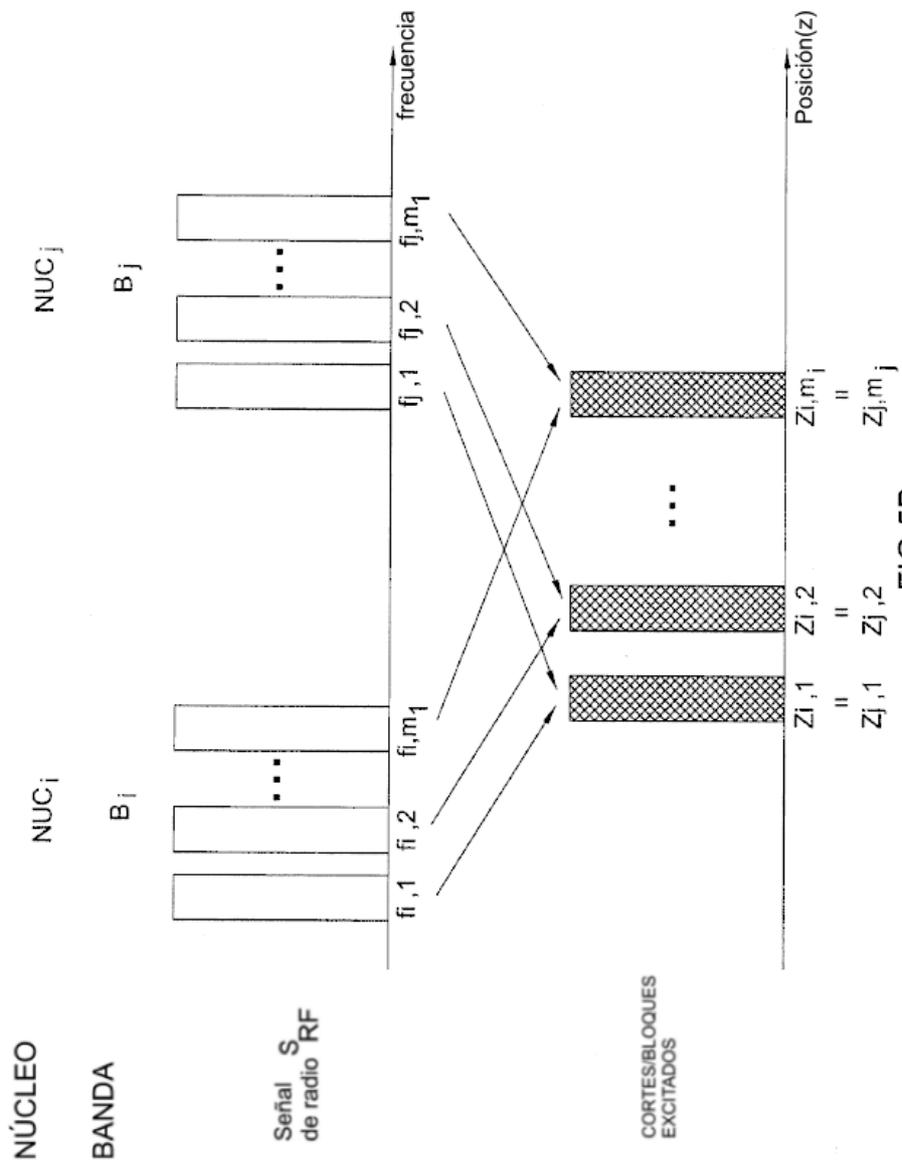


FIG.5B

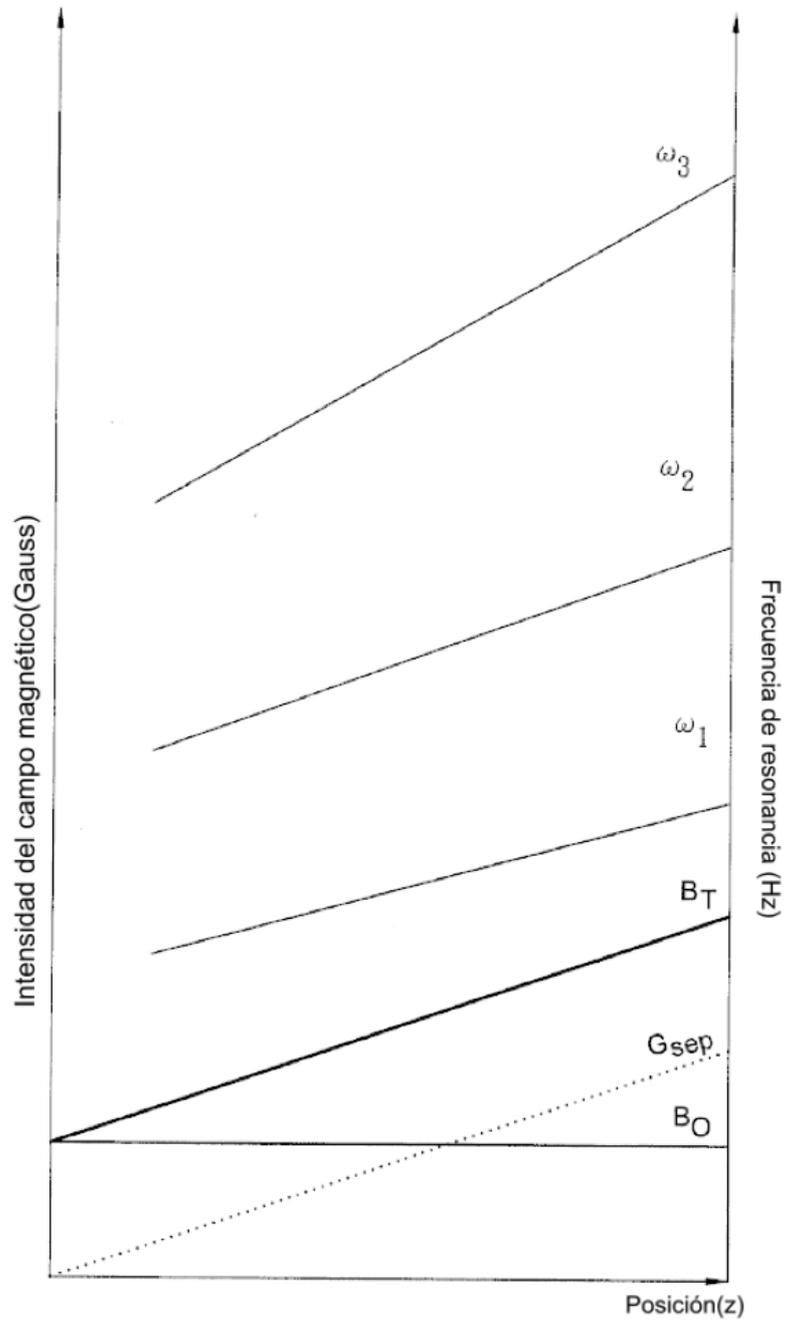


FIG.6

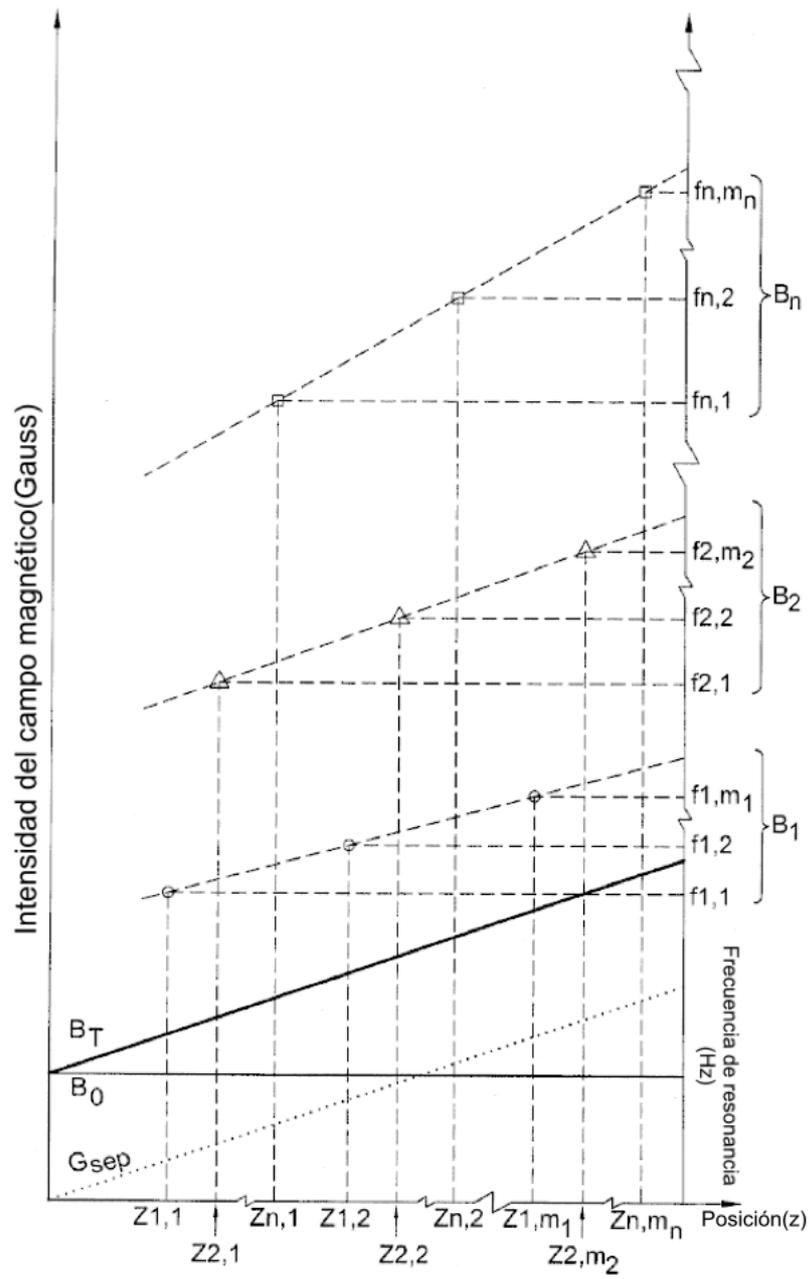


FIG.7A

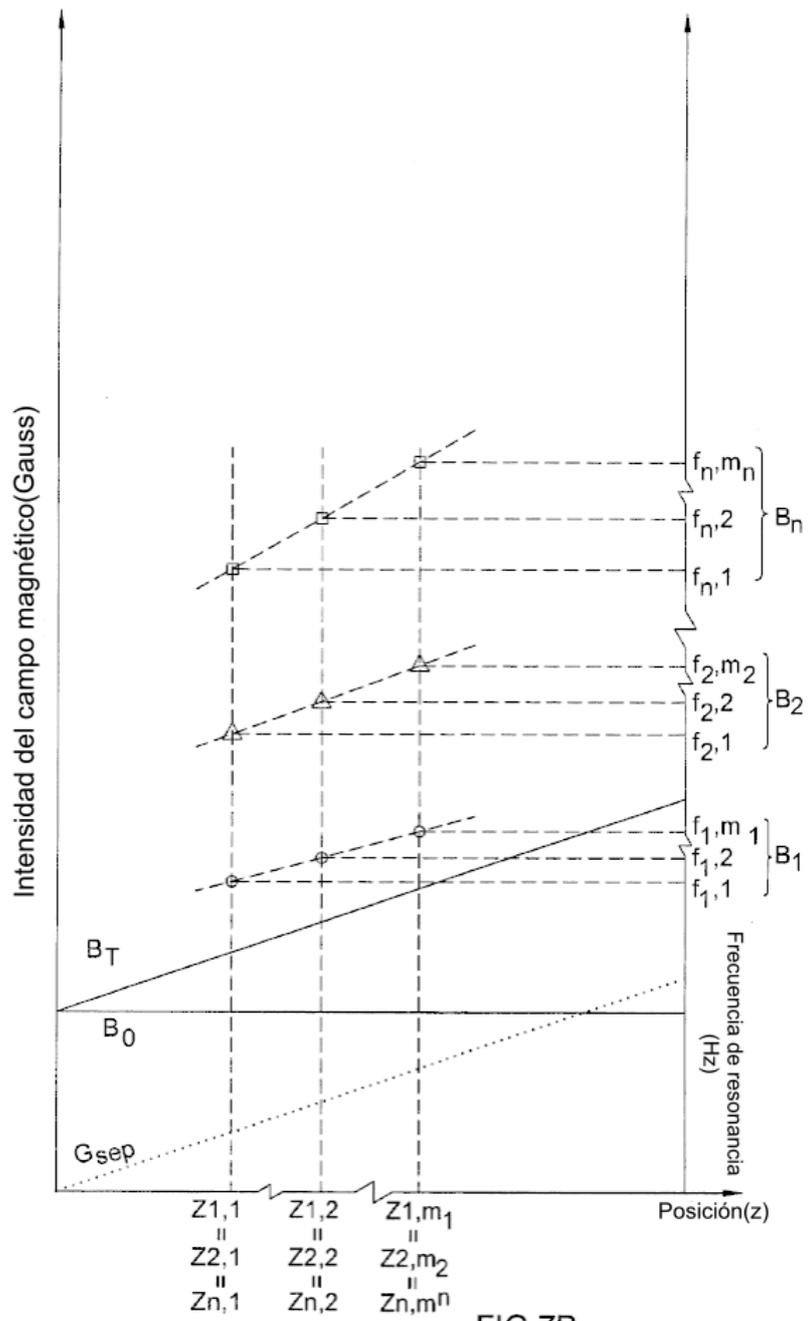


FIG.7B

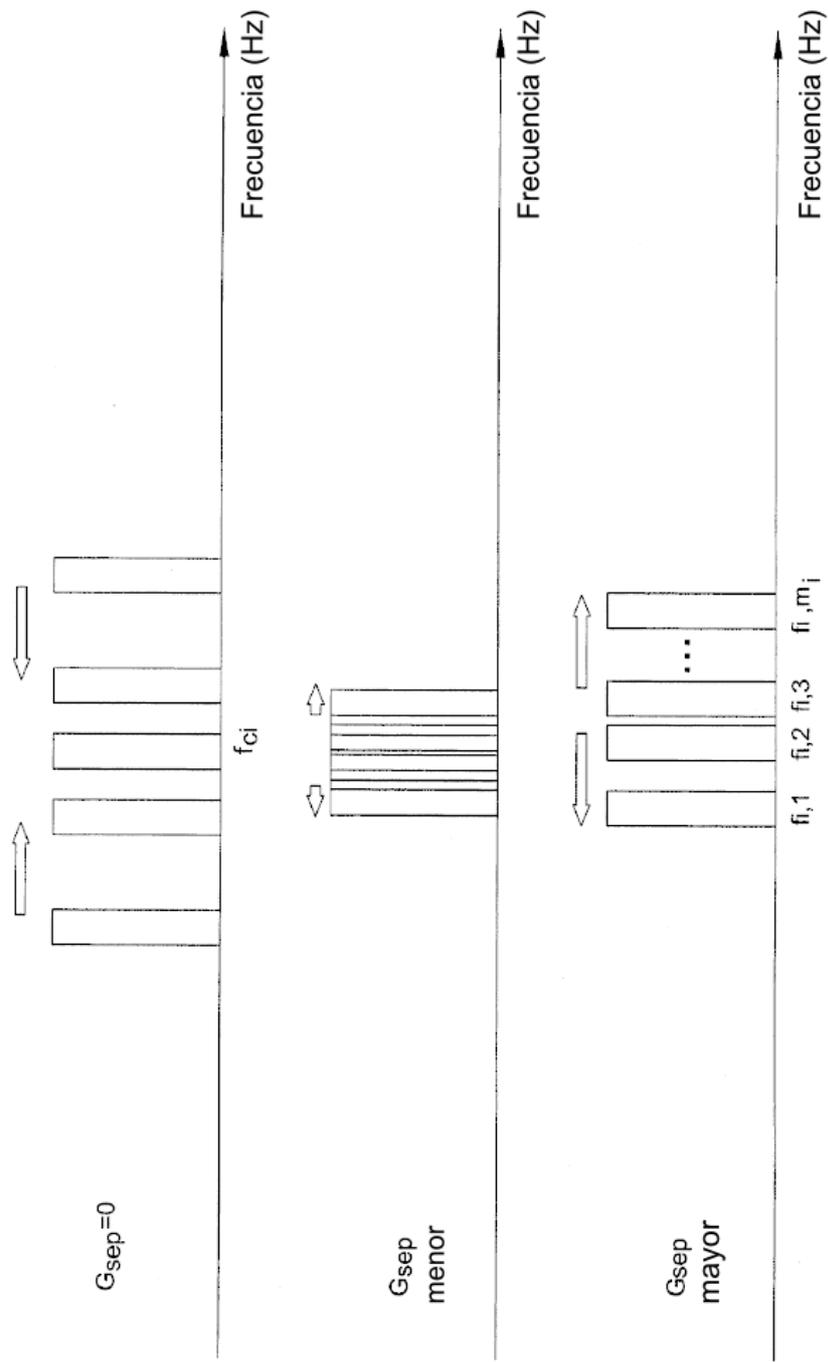


FIG.8

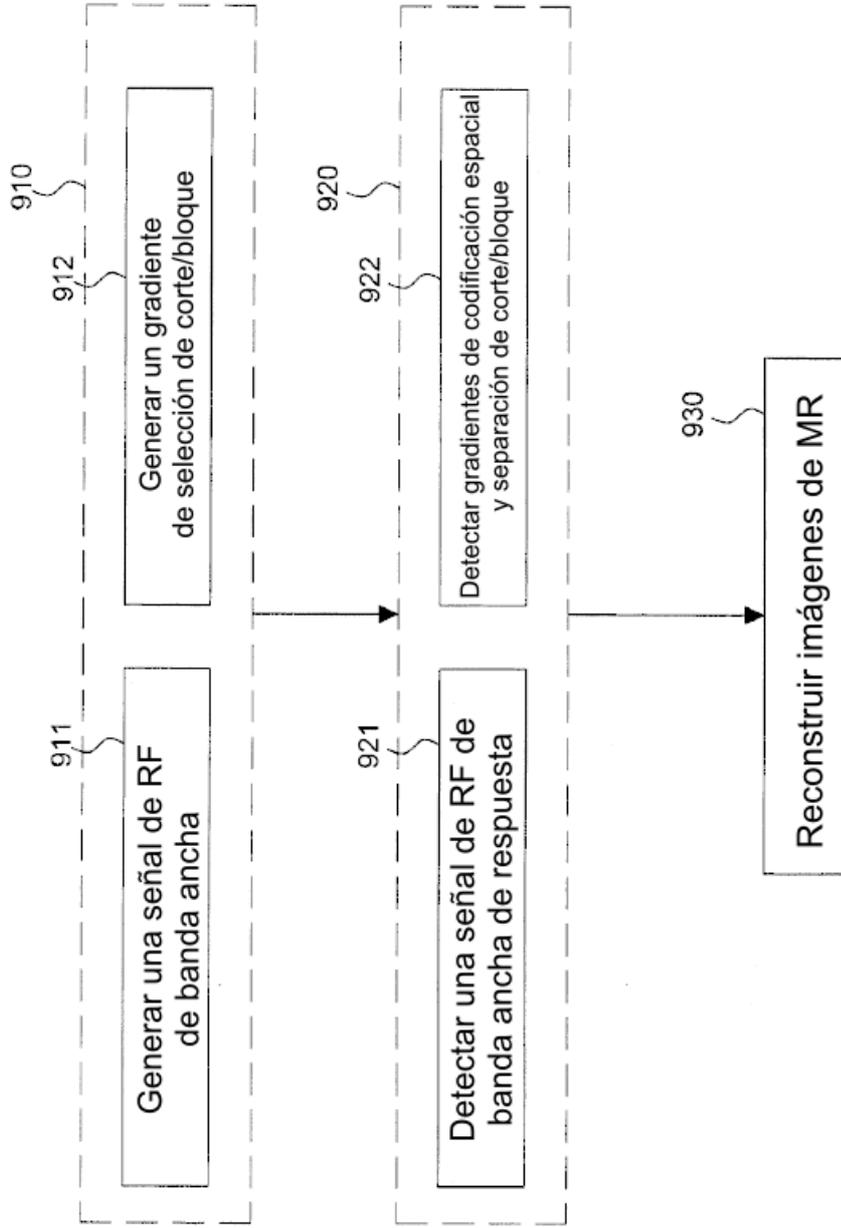


FIG.9

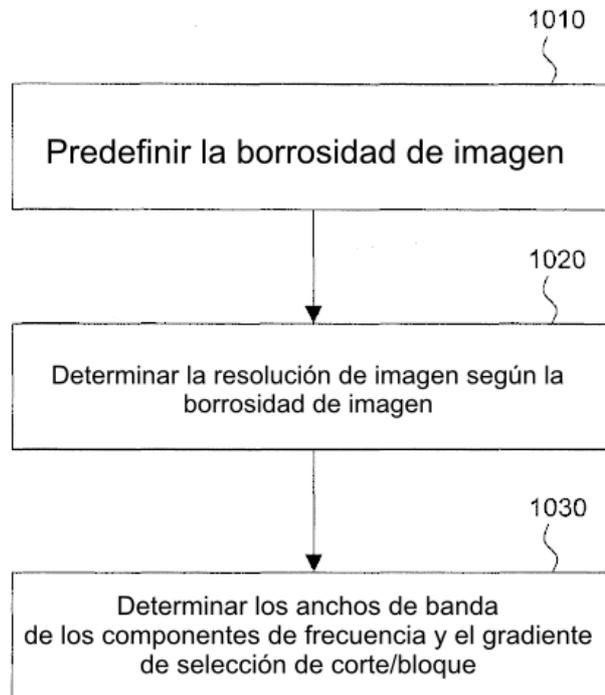


FIG.10

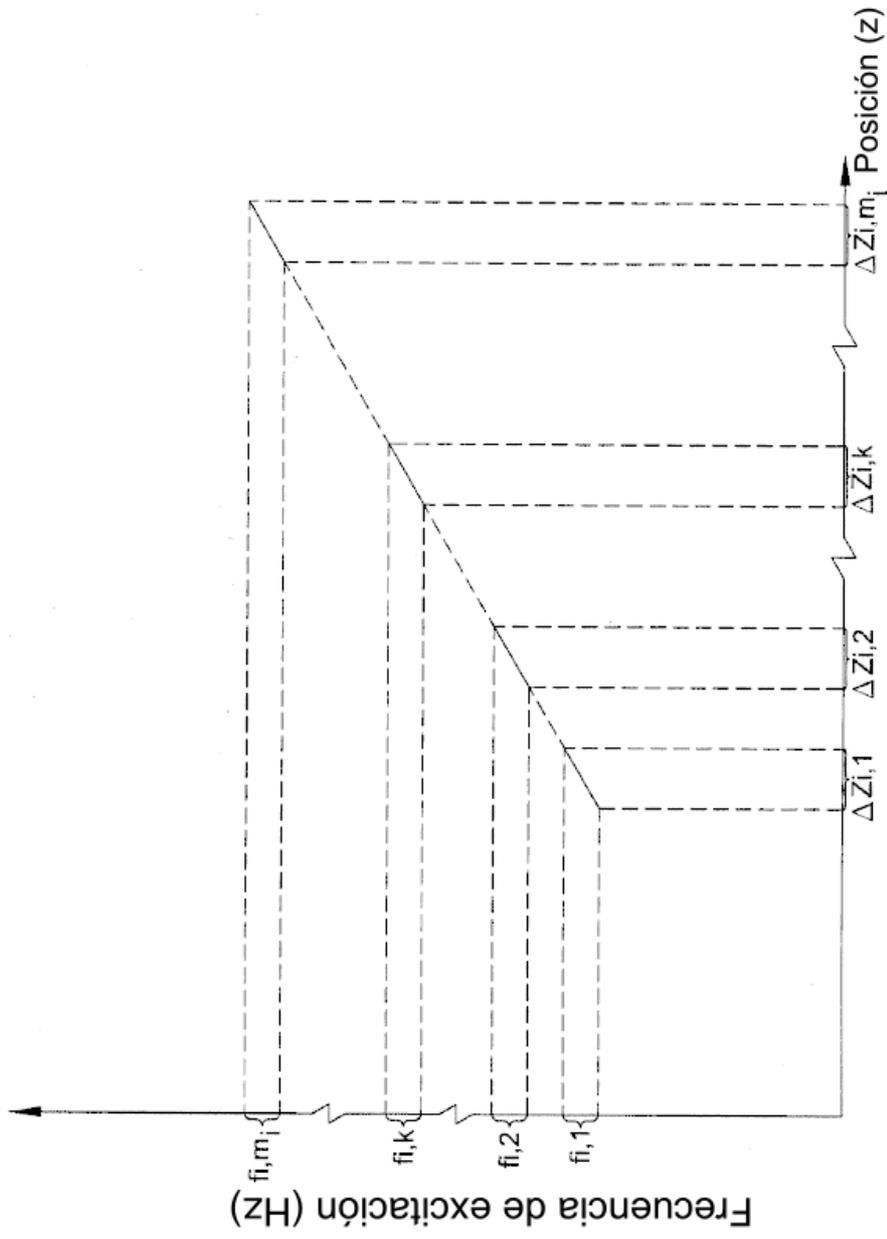


FIG.11