

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 728 798**

51 Int. Cl.:

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.11.2013 E 13194553 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.03.2019 EP 2784531**

54 Título: **Método y aparato para la formación de imágenes por resonancia magnética en 3D**

30 Prioridad:

29.03.2013 US 201313853275

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

28.10.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**CHEN, JYH-HORNG;
CHIUEH, TZI-DAR;
WU, EDZER LIENSON y
HUANG, YUN-AN**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 728 798 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

Método y aparato para la formación de imágenes por resonancia magnética en 3D

Antecedentes de la invención

1. Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere a un método y un aparato para la formación de imágenes por resonancia magnética, en particular a un método y un aparato para la formación de imágenes por resonancia magnética en 3D.

2. Descripción de la técnica anterior

El principio de la RMN 3D es similar al de la RMN 2D, donde las principales diferencias se encuentran en la excitación por RF y la codificación espacial.

- 10 En RMN 2D se excitaron secciones finas para obtener una señal de resonancia magnética dentro del grosor específico por repetición, mientras que en RMN 3D se excitó un corte mucho más grueso que contenía información de múltiples secciones. También en RMN 3D, además de la codificación espacial bidimensional, se aplica también un gradiente de codificación espacial G_z para que los núcleos en el corte excitado tengan ciertas diferencias de fase en la dirección Z. Además, a diferencia de la reconstrucción en 2D en RMN 2D, se realiza una transformada de Fourier (FT) inversa tridimensional una vez que se completa la adquisición del espacio k en 3D, lo que da un espacio de imagen de RM 15 3D.

- Refiriéndose a la patente de EE.UU. número 4.958.282, es un método de reconstrucción de imágenes del tipo FT 3D en donde la organización de las secuencias de excitación y medición comprende la repetición de macrosecuencias. Durante las macrosecuencias, se aplica un gradiente de codificación de selección que puede tener un pequeño número 20 de pasos de codificación (en particular, más pequeño que la resolución esperada de las imágenes). La patente anterior muestra que este enfoque permite la mejor potencia y flexibilidad posibles de los procesadores vectoriales usados para realizar cálculos de reconstrucción de imágenes, y las imágenes se pueden producir en tiempo real. En conclusión, el método para la reconstrucción de imágenes adquiridas por experimentos de RMN en un cuerpo a examinar, comprendiendo el método para la adquisición de las imágenes: la ejecución de N macrosecuencias, 25 comprendiendo cada una de las N macrosecuencias L secuencias, estando las secuencias diseñadas para la excitación y medición de las señales de RMN provenientes del cuerpo; en cada secuencia, se miden P muestras de esta señal de RMN; comprendiendo también el método, en una computadora vectorial, para la reconstrucción de las imágenes mediante un método de formación de imágenes de tipo FT 3D, para el cual la resolución L a lo largo de uno de los ejes de formación de imágenes de las imágenes es menor que las resoluciones N y P a lo largo de otros dos 30 ejes de formación de imágenes de las imágenes, los siguientes pasos en el siguiente orden: un primer cálculo, sobre muestras de la señal de RMN, de $N \times L \times P$ transformadas de Fourier con P pasos de cálculo, seguido de: un segundo cálculo sobre los resultados dados por el primer cálculo, de $N \times L \times P$ transformadas de Fourier con L pasos de cálculo, seguido de un tercer cálculo, sobre los resultados dados por el segundo cálculo, de $N \times L \times P$ transformadas de Fourier con N pasos de cálculo, lográndose la reconstrucción final de las imágenes al final del tercer cálculo.

- 35 Refiriéndose a la patente de EE.UU. número 5.166.875 en un sistema de RMN, los datos tridimensionales se adquieren de una región tridimensional específica de un sujeto que se examinará. Se realiza un proceso de reconstrucción de imágenes que usa una transformada de Fourier bidimensional para datos bidimensionales en una dirección de los datos tridimensionales. Se realiza un proceso de reconstrucción de la imagen usando FT 3D para los datos 40 tridimensionales. En este caso, se muestra una imagen bidimensional antes de que se muestre una imagen tridimensional. En conclusión, el método para procesar datos bidimensionales y tridimensionales en un sistema de RMN, que comprende los pasos de: adquirir datos tridimensionales que tienen una pluralidad de datos bidimensionales; almacenar los datos tridimensionales adquiridos; leer uno de la pluralidad de datos bidimensionales de los datos tridimensionales almacenados; reconstruir una imagen bidimensional mediante un proceso de transformada de Fourier bidimensional para los datos bidimensionales leídos; mostrar la imagen bidimensional 45 reconstruida; leer los datos tridimensionales almacenados; reconstruir una imagen tridimensional mediante un proceso de transformada de Fourier tridimensional para los datos tridimensionales leídos; y mostrar la imagen tridimensional reconstruida después de que se muestre la imagen bidimensional reconstruida.

- Según la descripción anterior, ambas patentes son RMN 3D tradicionales. En la presente invención, se proporciona además un cambio en el campo de visión codificado y un gradiente de separación para disminuir el tiempo total de 50 ejecución del sistema de RMN 3D, y para lograr una alta eficiencia y precisión.

Compendio de la invención

La presente invención describe un método de RMN 3D como se define en la reivindicación independiente 1, que comprende:

aplicar un gradiente de selección de corte a un sujeto mediante un módulo de salida de gradiente;

transmitir un pulso de radiofrecuencia al sujeto mediante un módulo de excitación por radiofrecuencia (RF), y excitar un corte del sujeto para producir señales de resonancia magnética con un ancho de banda de frecuencia continuo; realizar un gradiente de codificación espacial a través de tres dimensiones mediante el módulo de salida de gradiente para codificar las señales de resonancia magnética, en donde un campo de visión codificado equivalente que, a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada, está controlado por el gradiente de codificación espacial, y el campo de visión codificado equivalente se hace más corto que el tamaño de corte excitado del sujeto; aplicar un gradiente de separación junto con el gradiente de codificación espacial mediante el módulo de salida de gradiente; y recibir las señales de resonancia magnética codificadas mediante el módulo de recepción de radiofrecuencia (RF), y reconstruir las señales de resonancia magnética codificadas en un espacio de imagen en 3D mediante un módulo de procesamiento de imágenes.

El campo de visión codificado equivalente de RMN 3D se define mediante la ecuación:

$$FOV_n = \frac{1}{\Delta k_n}, \text{ en donde } \Delta k_n = \gamma G_n \Delta t \text{ or } \Delta k_n = \gamma t \Delta G_n$$

dónde n denota cualquier dimensión en el espacio en 3D (dimensión X, Y o Z), y Δk_n denota el tamaño de paso del espacio k a lo largo de esa dimensión y es el producto de la relación giromagnética (γ), la intensidad del gradiente de codificación espacial G_n y la duración del tiempo entre cada punto de muestreo Δt . El mismo efecto de Δk_n también se puede lograr mediante una duración de gradiente fija t y un paso de intensidad de gradiente ΔG_n , de modo que $k_n = \gamma t \Delta G_n$.

En el método de formación imágenes por resonancia magnética en 3 dimensiones presentado, el campo de visión codificado equivalente a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se hace más corto que el tamaño de corte excitado del sujeto mediante un factor de aceleración W , que es el ancho del tamaño de corte excitado dividido

$$\left(W = \frac{th}{FOV_{acvel}} \right).$$

por el ancho del campo de visión codificado a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada

También en el método presentado, el campo de visión codificado a lo largo de la dirección de separación de la imagen (FOV_x , la dirección X en este ejemplo) debe expandirse según la siguiente ecuación:

$$FOV'_x = M \times FOV_x$$

dónde FOV_x es el campo de visión de una sola imagen a lo largo de la dirección de desplazamiento en RMN 3D normal, M es mayor o igual que el factor de aceleración W por lo tanto, cada sección transversal del espacio de imagen en 3D reconstruido puede alojar múltiples imágenes en 2D que están separadas por el gradiente de separación.

La presente invención describe un aparato para RMN 3D como se define en la reivindicación independiente 2. El aparato comprende un controlador de secuencia, un módulo de excitación por RF, un módulo de salida de gradiente, un módulo de recepción de RF y un módulo de procesamiento de imágenes.

El controlador de secuencia se usa para controlar el módulo de excitación por RF, el módulo de salida de gradiente y el módulo de recepción de RF. Comprende pasos de control del sujeto.

El módulo de excitación por RF se usa para aplicar un pulso de RF que consiste en un ancho de banda de frecuencia continuo por núcleo para excitar un corte de un sujeto para producir señales de resonancia magnética;

El módulo de salida de gradiente se usa para controlar la magnitud y la duración de gradientes en el espacio tridimensional. Los gradientes se nombran según su propósito principal, tal como el gradiente de codificación espacial, el gradiente de selección y el gradiente de separación, etc.;

El módulo de recepción de RF se usa para recibir las señales de resonancia magnética codificadas correspondientes al corte excitado de un sujeto.

El módulo de procesamiento de imágenes se usa para reconstruir las señales de resonancia magnética recibidas.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es la configuración de la imagen y el resultado de una RMN 3D normal;

La figura 2 es un diagrama que ilustra un aparato de ejemplo para adquirir señales de RMN de un corte según una realización;

La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra un método de ejemplo para la presente invención según una realización;

La figura 4 es un gráfico de tiempos que ilustra el control del sistema de la presente invención;

La figura 5 es un gráfico de grosor de corte excitado;

La figura 6 es un gráfico de comparabilidad de la invención y una RMN 3D normal;

La figura 7A es un gráfico de la cabeza humana que se excita mediante un grosor de excitación normal y una codificación espacial normal a lo largo de la dirección Z;

5 La figura 7B muestra imágenes reconstruidas de RMN 3D normal;

La figura 8A es un gráfico de la cabeza humana que se excita mediante un grosor de excitación normal y una codificación espacial normal a lo largo de la dirección Z (FOV_z) que es la mitad del grosor de excitación normal;

La figura 8B es una imagen reconstruida de la figura 8A;

La figura 8C muestra imágenes reconstruidas de RMN 3D normal cuando se proporciona un gradiente de separación;

10 La figura 8D es un gráfico de la cabeza humana que se excita mediante un grosor de excitación normal y una codificación espacial normal a lo largo de la dirección Z (FOV_z) que es la mitad del grosor de excitación normal, y se proporciona un gradiente de separación;

La figura 8E es la imagen reconstruida de la figura 8D;

La figura 9 es un diagrama de flujo de tiempo de codificación de RMN 3D normal y la presente invención.

15 **Descripción detallada de la realización preferida**

Ahora se hará referencia en detalle a realizaciones ejemplares de la presente invención, cuyos ejemplos se ilustran en los dibujos adjuntos, en los que números de referencia similares se refieren a los elementos similares en todos ellos. Las realizaciones ejemplares se describen a continuación para explicar la presente invención haciendo referencia a las figuras.

20 Con referencia a la figura 1, en un procedimiento convencional de RMN 3D, solo se excitará un solo corte del sujeto por exploración para proporcionar la información de la imagen del corte. El campo de visión codificado de las tres dimensiones se configuró para abarcar el tamaño de corte excitado. La señal de resonancia adquirida se puede reconstruir en un espacio de imagen en 3D a través de la transformada de Fourier (FT) inversa en 3D. El espacio de imagen en 3D se puede ver como pilas de imágenes en 2D, aquí se muestran las imágenes axiales de una RMN 3D de cerebro humano adquirida. Además, el tiempo requerido para adquirir la señal de RMN 3D se calcula como: tiempo de exploración $T_{total} = TR \times N_{pe} \times N_z \times NEX$. Por lo tanto, es evidente que se necesita más tiempo para adquirir la imagen de RM 3D, ya que los pasos de codificación son N_z veces mayor que la formación de imágenes de RM 2D.

25 La figura 2 es un diagrama que ilustra un aparato de ejemplo 100 para adquirir una imagen de RM 3D de un sujeto según una realización.

30 Con referencia a la figura 2, el aparato de formación de imágenes 100 comprende un controlador de secuencia 1, un módulo de excitación por RF 21 para emitir una forma de onda de RF, un módulo de recepción de RF 22 para recibir señales de resonancia magnética, un módulo de salida de campo magnético estático 3, un módulo de salida de gradiente 4, una consola principal 7, un dispositivo de visualización 52 y un dispositivo de entrada 53. El módulo de excitación por RF 21 y el módulo de recepción de RF 22 pueden ser de canal simple o de canal múltiple. El módulo de salida de gradiente 4 se puede proporcionar con un controlador de gradiente 41 y una pluralidad de bobinas de gradiente 42. La consola principal 7 tiene un módulo de control 71, un módulo de almacenamiento 72 y un módulo de procesamiento de imágenes 73.

35 Un sujeto 6 puede situarse dentro de un espacio de medición 30. En el espacio de medición 30, hay un campo magnético uniforme generado por el módulo de salida de campo magnético estático 3 y un gradiente generado por las bobinas de gradiente 42, que está bajo el control del controlador de gradiente 41. El campo magnético uniforme que coopera con el gradiente se usa para que el sujeto 6 genere la magnetización como fuente de la señal de RMN.

La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra un método de ejemplo para la presente invención según una realización.

40 Con referencia a la figura 2 y la figura 3, en el paso S11, el módulo de excitación por RF 21 aplica al sujeto 6 un pulso de radiofrecuencia (RF), que comprende un ancho de banda de frecuencia continuo, y un gradiente de selección de corte, de modo que un corte del sujeto 6 corresponde al ancho de banda de frecuencia continuo está excitado.

45 En el paso S12, el módulo de salida de gradiente 4 aplica al sujeto 6 un gradiente de codificación espacial G_{spen} , en donde el gradiente de codificación espacial G_{spen} comprende gradientes a lo largo de las tres dimensiones: una codificación espacial a lo largo de la dimensión Y (G_y), una codificación espacial a lo largo de la dimensión X (G_x), y una codificación espacial a lo largo de la dimensión Z (G_z), cabe destacar que las direcciones X, Y, Z pueden ser definidas por el usuario.

Se elige una dirección como la dirección de aceleración seleccionada, el campo de visión codificado a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se hace más pequeño que el tamaño de corte excitado mediante un cierto factor

$$W \left(W = \frac{th}{FOV_{accel}} \right),$$

de aceleración th es el tamaño de corte excitado, y FOV_{accel} es el campo de visión codificado (ancho de codificación espacial) a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada. Otra dirección ortogonal se elige como la dirección separada, y el campo de visión codificado a lo largo de la dirección separada debe expandirse para que se convierta en M veces el FOV de una RMN 3D normal.

5

En el paso S13, el módulo de salida de gradiente 4 aplica simultáneamente un gradiente de separación G_{sep} con uno de los gradientes de codificación espacial.

10

En el paso S14, el módulo de recepción de RF 22 recibe las señales de RMN y recibe imágenes separadas después del procesamiento de las señales. La señal de RMN se reconstruye mediante la codificación espacial y la transformada de Fourier inversa en 3D, para producir la imagen de RMN 3D del corte del sujeto 6.

La tabla que se enumera a continuación es un ejemplo de los gradientes en la secuencia y sus dimensiones en el espacio. Hay muchas otras posibilidades de las dimensiones del gradiente que pueden implementar adecuadamente la invención propuesta.

Gradiente	Ajuste de dimensión #1	Ajuste de dimensión #2	Ajuste de dimensión #3
Excitación de corte	Z	Y	Z
Dirección de aceleración seleccionada cuyo campo de visión se reduce en un factor de W	Z	Z	X
Gradiente de codificación espacial que se aplica simultáneamente con el gradiente de separación y el campo de visión expandido por un factor de M	X	X	Z
Gradiente de separación	Z	Z	X

15

La figura 4 es un gráfico de tiempos que ilustra el control del sistema de la figura 2 cuando se implementa el proceso de la figura 3.

Con referencia a la figura 2 y la figura 4, el controlador de secuencia 1 puede configurarse para emitir señales de activación para accionar y controlar la activación del módulo de excitación por RF 21, el módulo de recepción de RF 22 y el módulo de salida de gradiente 4, en donde los pasos de control según una realización son los siguientes:

20

i. El controlador de secuencia 1 acciona el módulo de excitación por RF 21 para generar al sujeto 6 un pulso de excitación por RF 101 que comprende un ancho de banda de frecuencia continuo; sin embargo, el controlador de secuencia 1 acciona el controlador de gradiente 41 para controlar las bobinas de gradiente 42 para generar el gradiente de selección de corte G_{ss} 104.

25

ii. El controlador de secuencia 1 aplica un gradiente de codificación espacial G_{spen} (102, 103, y 106) al sujeto 6, con respecto a la dirección de codificación para el corte del sujeto 6.

iii. El controlador de secuencia 1 acciona el controlador de gradiente 41 para controlar la pluralidad de bobinas de gradiente 42 para generar un gradiente de separación G_{sep} 105 al sujeto 6.

30

En este ejemplo, el gradiente de codificación espacial G_{spen} comprende un gradiente 102 (codificación espacial a lo largo de Y), un gradiente 103 (codificación espacial a lo largo de X) y una codificación espacial a lo largo de Z 106. En el curso de la aplicación del gradiente de codificación espacial G_{spen} 103 un gradiente de separación G_{sep} 105 se aplica mientras se reciben las señales excitadas de RMN provenientes del sujeto 6, el gradiente de separación está ausente en la formación de imágenes de RM normal. La relación del G_{sep} 105 añadido respecto a G_{spen} 103 debe cumplir con

$$\frac{G_{sep}}{G_{spen}} \geq \frac{FOV_n}{FOV_{accel}}$$

la ecuación: de modo que las imágenes solapadas con distancia FOV_{accel} a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se puedan separar completamente en la imagen resultante final. Tómese un ejemplo de

$$W = \frac{th}{FOV_{accel}} = 2$$

35

caso $W = 2$, si $FOV_{sep} = 20$ cm, $FOV_{accel} = 10$ cm, $th = 20$ cm (por lo tanto), $G_{spen} = 0,5G/cm$,

entonces G_{sep} tendría que ser mayor o igual a 1G/cm para que las imágenes solapadas no se superpongan en el resultado final.

5 Dependiendo de la realización, el módulo de recepción 22 puede recibir las señales de RMN excitadas provenientes del sujeto 6 mientras se aplican el gradiente de codificación espacial 103 y un gradiente de separación 105. Las señales de RMN se pueden reconstruir mediante el módulo de procesamiento de imágenes 73 realizando una transformada de Fourier inversa en 3D, a fin de proporcionar los datos de imagen en tiempo real del corte del sujeto 6. Los datos reconstruidos, que son las imágenes del corte excitado, pueden emitirse después para ser visualizados en un dispositivo de visualización 52.

Con referencia a la figura 5 y la figura 6. La figura 5 es un gráfico de grosor de corte excitado, un ancho de banda finito

10 del pulso de RF excita cierto grosor del sujeto, por otro lado, el grosor de corte excitado $th = \frac{BW_{slab}}{G_{ss} \times \gamma}$, donde BW_{slab} es el ancho de banda finito del pulso de RF. La figura 6 compara la presente invención con una RMN 3D normal. En ella, el campo de visión codificado (codificación espacial) es igual al tamaño de corte excitado en la RMN 3D normal, pero el campo de visión codificado a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se reduce en la presente invención. En este caso, se toma la dirección del grosor de corte como la dirección de aceleración seleccionada, si el campo de visión codificado es un cuarto del grosor excitado, entonces hay cuatro imágenes en una sola sección transversal de la imagen de RM 3D a lo largo de la dirección del corte. Para lograr tal efecto, la relación del campo de

15 $W = \frac{th}{FOV_{accel}}$, visión codificado y el grosor del corte debe obedecer W es el factor de aceleración, th es el tamaño de corte excitado, y FOV_{accel} es el campo de visión codificado (ancho de codificación espacial) a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada. Cambiando la relación W , se puede determinar cuántas imágenes de sección de RMN por gráfico. En esta realización, $W = 4$.

20 Con el fin de explicar más claramente la presente invención, a continuación se describirá otra realización con referencia a las figuras 7A ~ 8E, la dimensión de aceleración seleccionada está a lo largo de Z ($FOV_{accel} = FOV_z$). Mostrada en la figura 7A, un sujeto (cabeza humana) excitado por un grosor de excitación normal th y una codificación espacial a lo largo de la dirección Z (el campo de visión codificado a lo largo de la dirección Z, $FOV_{accel} = FOV_z$) que corresponde al grosor de excitación normal en RMN 3D normal (el campo de visión codificado a lo largo de la dirección Z es igual al grosor de excitación th). En una RMN 3D normal habrá N_z pasos de codificación a lo largo de la dirección Z durante el proceso de codificación espacial. Después de realizar la transformada de Fourier inversa en 3D de los datos adquiridos, se tendrá un espacio de imagen en 3D del sujeto. El espacio de imagen en 3D puede verse como N_z imágenes en 2D apiladas a lo largo de la dirección Z, cada una de las imágenes 2D revela información de la ubicación correspondiente. Tres (etiquetas 1, 2 y 3) de las N_z imágenes corresponden a tres ubicaciones (etiquetas A, B y C), respectivamente, se muestran en la figura 7B.

30 Como se muestra en las figuras 7A y 7B, en RMN 3D normal, el campo de visión codificado a lo largo de la dirección Z se establece para ser el mismo que el grosor de corte excitado ($FOV_z = th$). Una vez el FOV_z es más pequeño que th , se produce un solapamiento de imágenes a lo largo de la dirección Z. Lo que sucede es una señal fuera del campo de visión codificado FOV_z aparecerá dentro del FOV_z , causando la superposición de imágenes con diferentes ubicaciones que están separadas por FOV_z en el espacio. El efecto del solapamiento de imágenes se muestra en las figuras 8A y 8B, donde 2 imágenes de ubicaciones que están separadas por FOV_z (imagen 1 y 3 en la figura 7B) se superpone en una de las imágenes reconstruidas. Como se muestra en la figura 8A, la codificación espacial se marcó

35 con "II", en donde la codificación espacial FOV_z es igual a $\frac{th}{2}$ (la región de corte excitado incluye I, II y III en el lado izquierdo de la figura 8A, y II es la región de la codificación espacial, pero para explicar el caso de solapamiento claramente, se usan diferentes líneas para indicar claramente estas tres regiones, y usar un espacio entre dos líneas para mostrar claramente la extensión de esas regiones. En realidad, no hay espacio entre las regiones I, II y III). Cuando se solapan, que se muestra en el lado derecho de la figura 8A, la Región I se solapa hacia la parte inferior de la región II y la región III se solapa hasta la parte superior de la región II. En este caso, la imagen de la ubicación A se superpone a la imagen de la ubicación C. El número de N_z también es la mitad del valor original, dando como resultado la mitad del tiempo de exploración.

40 En esta realización, primero el campo de visión a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada FOV_z fue establecido intencionalmente para ser más pequeño que el grosor de corte excitado th mientras que el grosor excitado permanece sin cambios. Esta configuración obliga a la imagen a solaparse. El número de codificación a lo largo de la dirección seleccionada Z (N_z) también se ajustó proporcionalmente según el FOV_z . En la figura 8A, el FOV_z es la mitad del grosor del corte.

45 Para adquirir imágenes aceleradas no superpuestas, la presente invención aplica un gradiente de separación durante la adquisición de señales. La adición del gradiente de separación durante el muestreo de señales hace que las imágenes en el conjunto de imágenes reconstruidas se desplacen. El efecto se muestra en la figura 8C, donde la

5 dirección y la magnitud del cambio se determinan mediante la ubicación y la intensidad del gradiente de separación. Cada una de las N_z imágenes producirá un desplazamiento de imagen (etiquetas 1', 2' y 3') con diferente dirección y magnitud si se dispone un gradiente de separación para la RMN 3D normal. Como resultado, las imágenes superpuestas se vieron obligadas a alejarse unas de otras. Sin embargo, el campo de visión codificado a lo largo de la dirección X (FOV_x) limita el tamaño del ancho del gráfico de RMN.

La solución es aumentar el FOV_x para incluir múltiples imágenes en un gráfico de RMN en la realización como se muestra en las figuras 8D y 8E. El factor de aceleración W es igual a 2 y la relación M para expandir el FOV_x también es 2 (M es mayor o igual que W).

10 Con referencia a la figura 9, que es un diagrama de flujo de tiempo de codificación de RMN 3D normal y la presente invención. Puede producir un espacio de imagen de 256 imágenes de RMN a lo largo de la dirección del corte de un sujeto en RMN 3D normal, y después de realizar FT en 3D y reconstrucción, solo una ubicación del sujeto en un gráfico de RMN. La presente invención puede ajustar la relación de proporción entre el grosor excitado y el campo codificado, que se muestra en la figura 9, en esta realización, el número de codificaciones (N_z) de RMN 3D normal es el cuádruple de la invención cuando el grosor excitado es el cuádruple del campo de visión codificado ($W = 4$), y el campo de visión
 15 codificado a lo largo de la dimensión de la dirección de desplazamiento de la imagen (FOV_x en este ejemplo) también se cuadruplica en esta realización ($M = 4$), y hay cuatro ubicaciones en una sección transversal del espacio de imagen en 3D reconstruido. El tiempo total de adquisición de la presente invención es solo un cuarto de la RMN 3D normal, determinado por la reducción de N_z .

20 Aunque se han mostrado y descrito algunas realizaciones ejemplares de la presente invención, la presente invención no se limita a las realizaciones ejemplares descritas. En su lugar, los expertos en la técnica apreciarán que pueden realizarse cambios en estas realizaciones ejemplares sin apartarse de los principios de la invención, cuyo alcance se define mediante las reivindicaciones.

25 Muchos cambios y modificaciones en la realización descrita anteriormente de la invención pueden, por supuesto, llevarse a cabo sin apartarse de su alcance. Por consiguiente, para promover el progreso en la ciencia y en las técnicas útiles, la invención se describe y se pretende que esté limitada únicamente por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un método de formación de imágenes por resonancia magnética tridimensional, que comprende:

aplicar (S11) un gradiente de selección de corte (104) a un sujeto mediante un módulo de salida de gradiente (4);

5 transmitir (S11) un pulso de radiofrecuencia (101) al sujeto mediante un módulo de excitación por RF (21) al mismo tiempo que el gradiente de selección de corte, en donde el pulso de radiofrecuencia comprende un ancho de banda de frecuencia continuo, lo que excita un corte de un sujeto (6) para producir señales de resonancia magnética con el ancho de banda de frecuencia continuo;

10 realizar (S12) un gradiente de codificación espacial (102, 103, 106) a través de tres dimensiones mediante el módulo de salida de gradiente para codificar las señales de resonancia magnética, en donde un campo de visión codificado equivalente = FOV que a lo largo de una dirección de aceleración seleccionada está controlado por el gradiente de codificación espacial, y el campo de visión codificado equivalente de esa dirección se hace más corto que el de una imagen de RMN 3D normal;

15 aplicar (S13) un gradiente de separación de corte G_{sep} (105) simultáneamente junto con uno de los gradientes de codificación espacial G_{spen} (102, 103, 106) mediante el módulo de salida de gradiente para producir señales de resonancia codificadas separadas, de modo que las imágenes solapadas a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se puedan separar completamente en la imagen resultante final; y

recibir las señales de resonancia magnética codificadas mediante un módulo de recepción de RF (22); y reconstruir (S14) las señales de resonancia magnética codificadas en imágenes en 3D mediante un módulo de procesamiento de imágenes (73), en donde el FOV se define mediante la ecuación:

20
$$FOV'_n = \frac{1}{\Delta k_n},$$

en donde $\Delta k_n = \gamma G_n \Delta t$ o $\Delta k_n = \gamma t \Delta G_n$, en donde n denota cualquier dimensión en el espacio 3D = dimensión X, Y o Z, Δk_n denota el tamaño de paso del espacio k a lo largo de esa dimensión, que es el producto de la relación giromagnética γ , la intensidad de gradiente de codificación espacial G_n y la duración del tiempo entre cada punto de muestreo Δt , el mismo efecto de Δk_n también se puede lograr con una duración de gradiente fija t , y asignando el paso de intensidad de gradiente para que $k_n = \gamma(\Delta G_n)t$, en donde el campo de visión codificado equivalente a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada se hace más corto por un factor de aceleración W en donde W se expresa como la siguiente ecuación:

25
$$W = \frac{th}{FOV_{accel}},$$

30 en donde th denota el tamaño de corte excitado, y FOV_{accel} denota el campo de visión codificado a lo largo de la dirección de aceleración seleccionada, en donde el campo de visión codificado a lo largo de la dirección de separación de imagen FOV'_n Se expresa como la siguiente ecuación:

$$FOV'_n = M \times FOV_n,$$

35 en donde M es mayor o igual que el factor de aceleración W , de modo que cada sección transversal del espacio de imagen en 3D reconstruido puede alojar múltiples imágenes que están separadas por el gradiente de separación en un gráfico, en donde el gradiente de separación G_{sep} Se expresa como la siguiente ecuación:

$$\frac{G_{sep}}{G_{spen}} \geq \frac{FOV_n}{FOV_{accel}}$$

de modo que las imágenes solapadas con distancia FOV_{accel} se pueden separar completamente en la imagen resultante final.

2. Un aparato para adquirir imágenes por resonancia magnética tridimensional, que comprende:

40 un módulo de excitación por radiofrecuencia (RF) (21);

un módulo de salida de gradiente (4);

un módulo de recepción de RF (22) para recibir señales de resonancia magnética codificadas;

un módulo de procesamiento de imágenes (73), conectado al módulo de recepción de de RF y configurado para reconstruir las señales de resonancia magnética codificadas en una imagen en 3D; y

un controlador de secuencia, conectado al módulo de salida de gradiente, el módulo de excitación por RF, el módulo de recepción de RF y el módulo de procesamiento de imágenes;

estando el aparato para adquirir imágenes por resonancia magnética tridimensional caracterizado por que está configurado para llevar a cabo el método de la reivindicación 1.

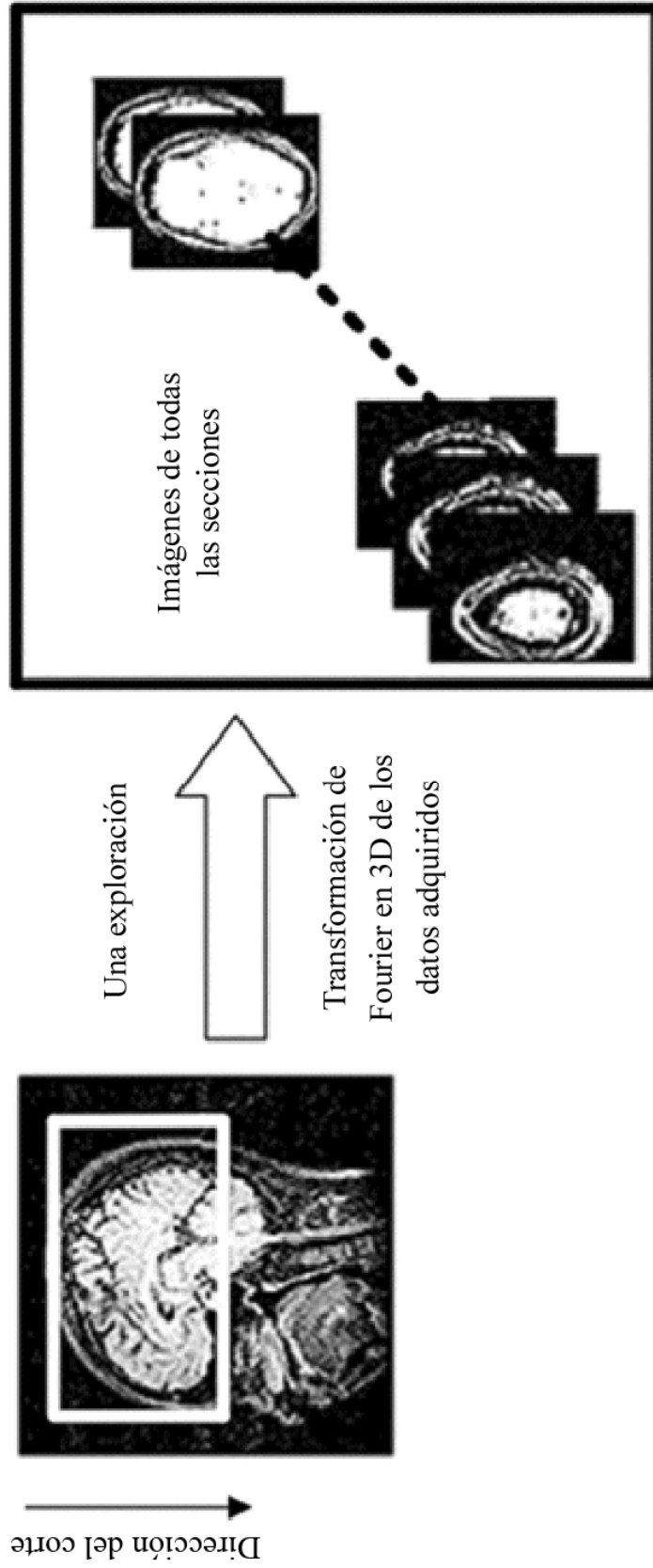


Fig. 1

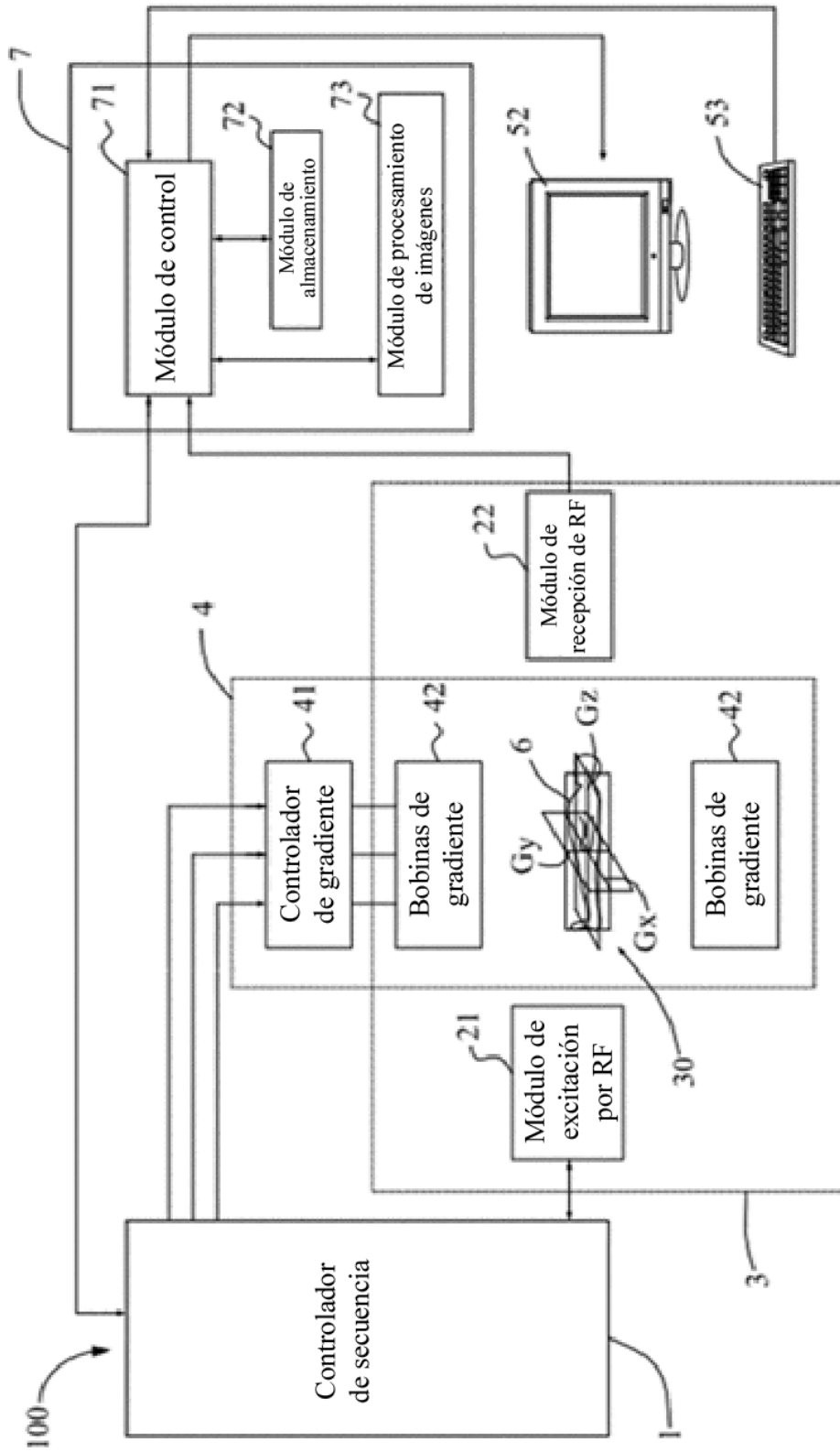


Fig. 2

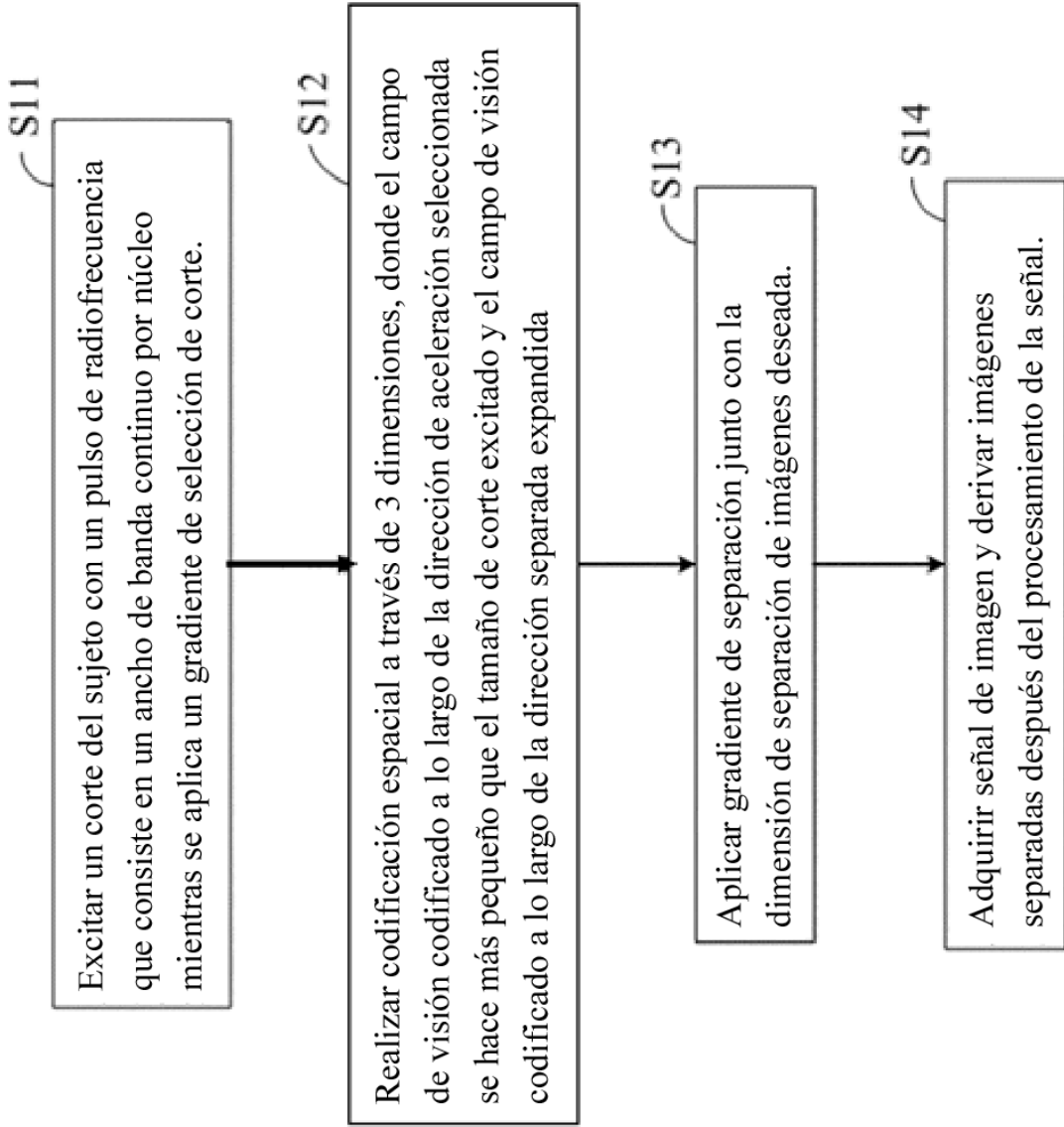


Fig.3

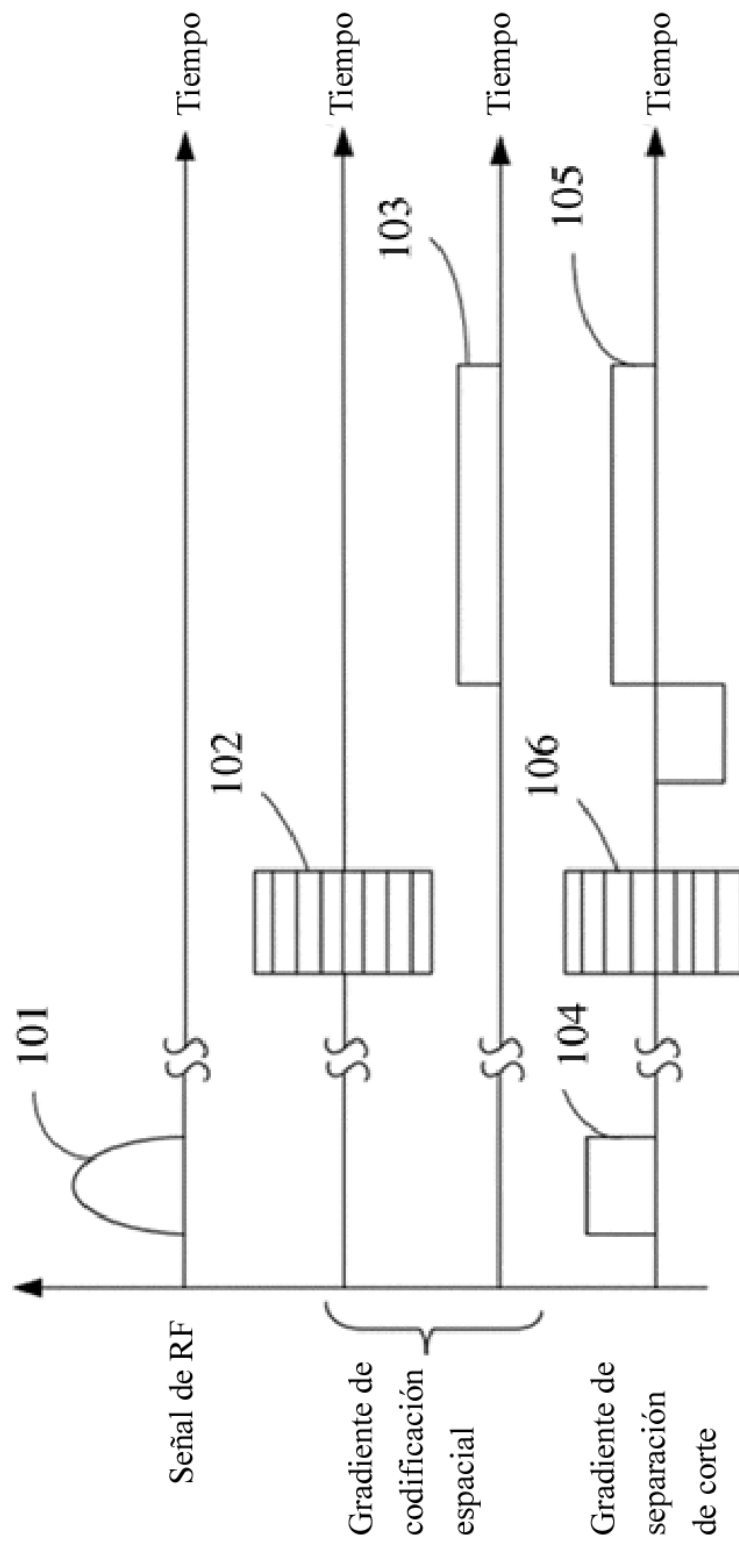


Fig. 4

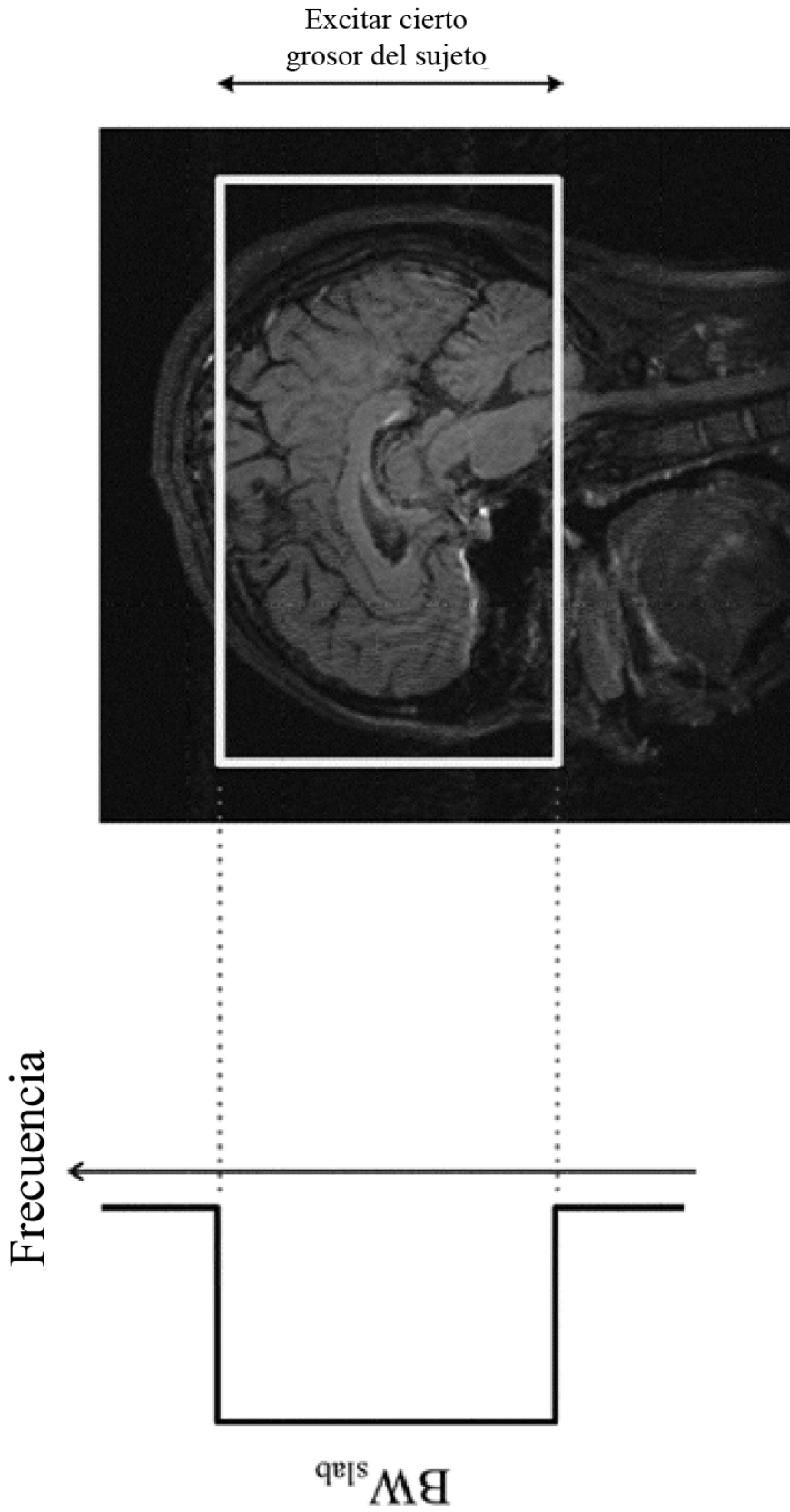


Fig.5

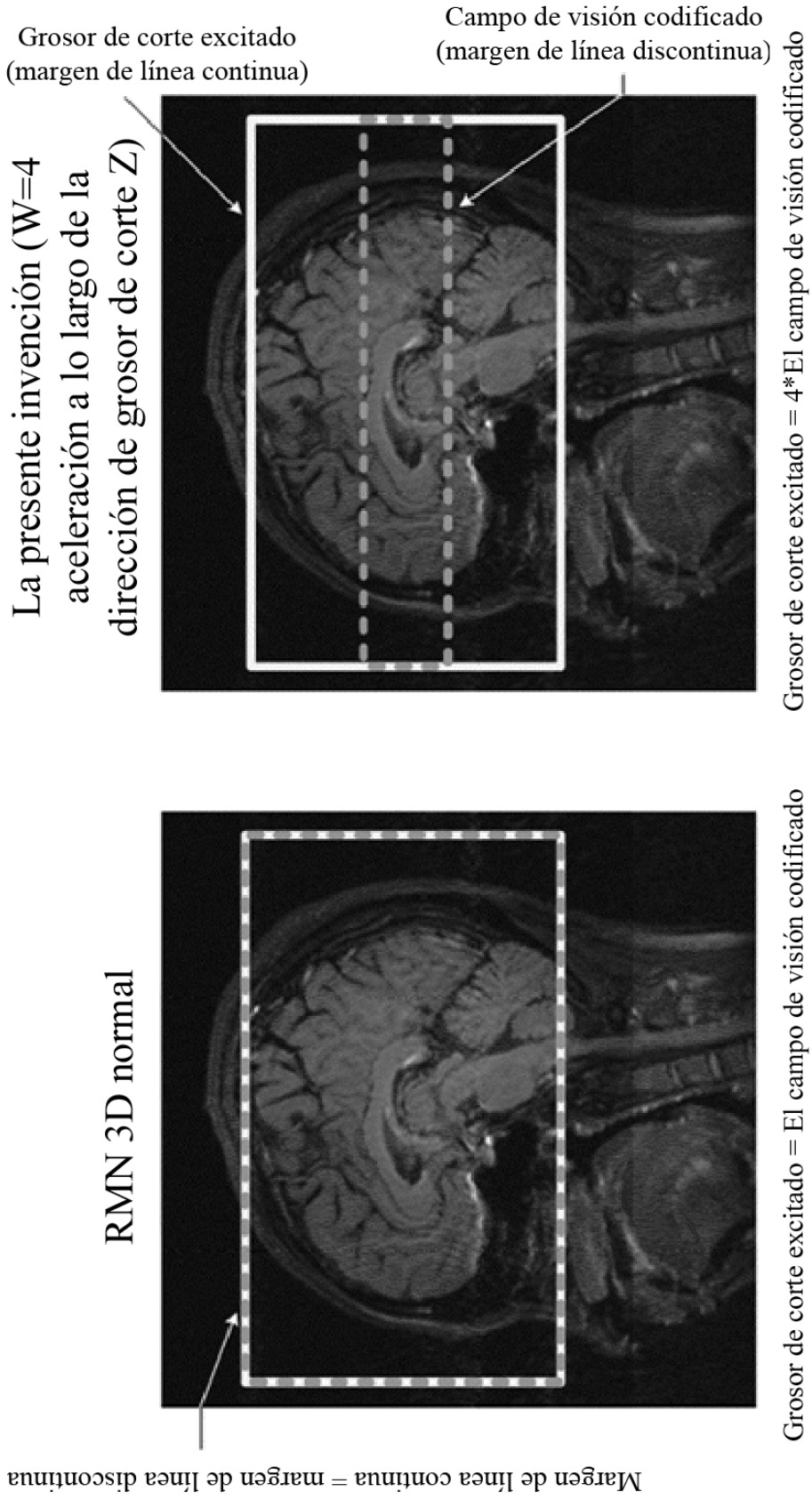


Fig. 6

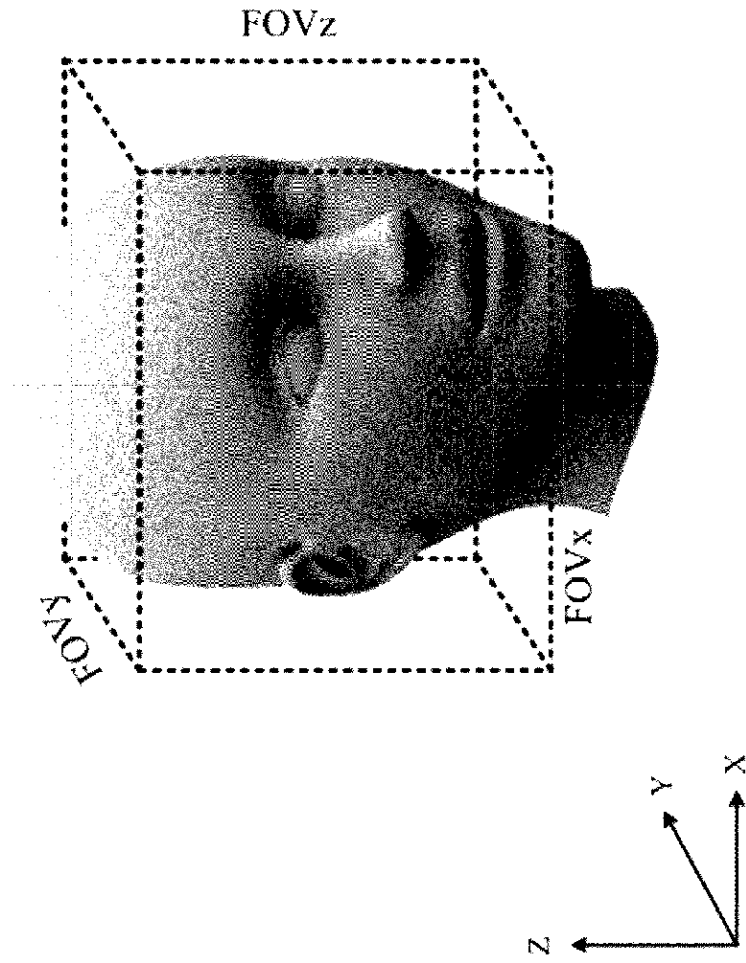


Fig. 7A

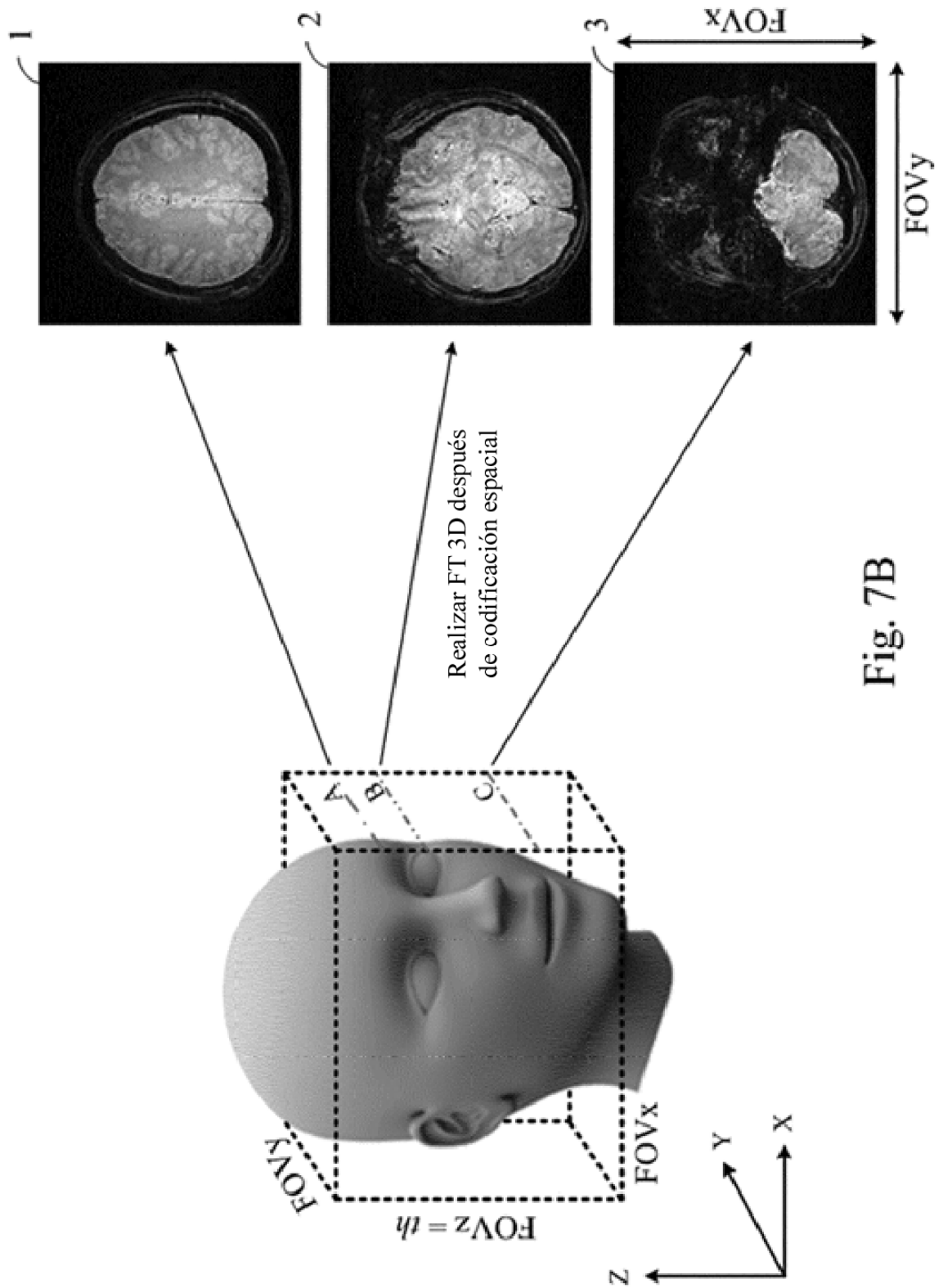


Fig. 7B

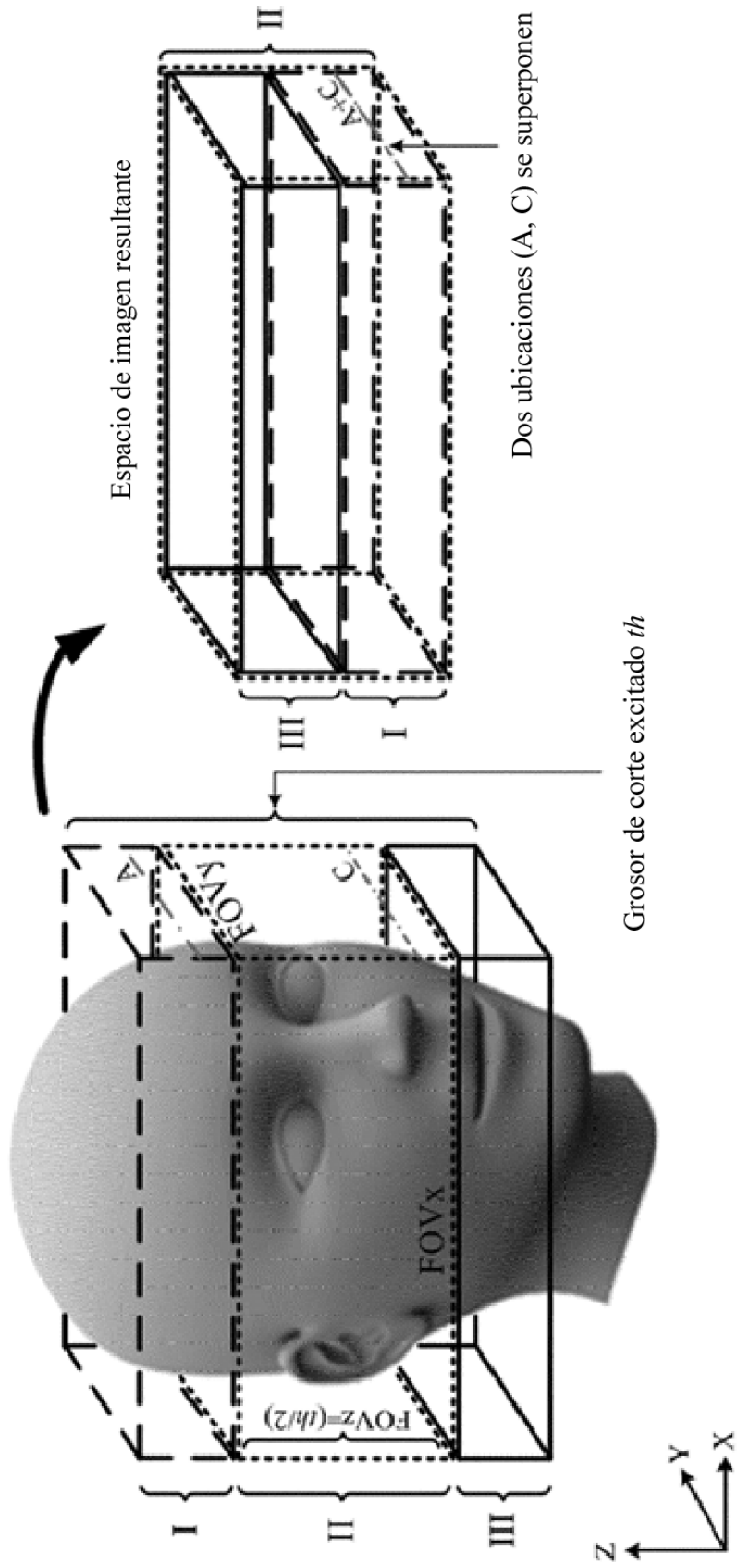
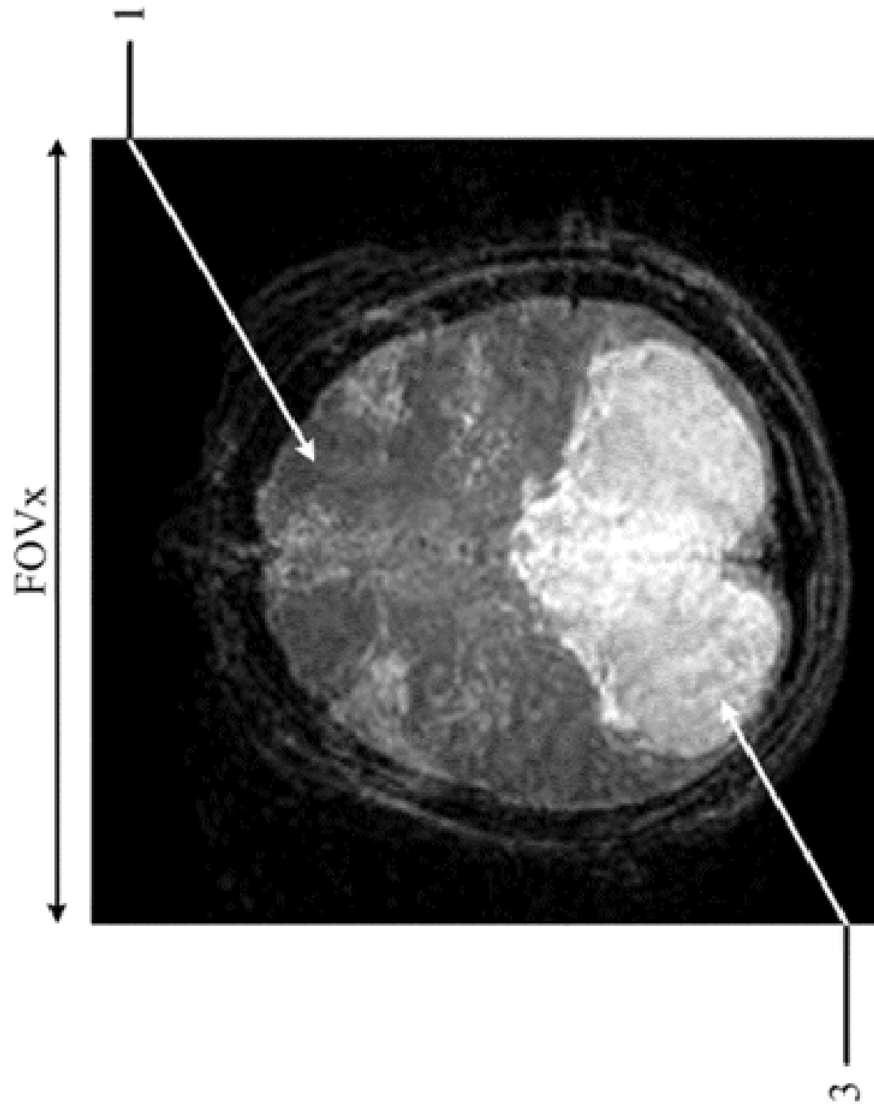


Fig. 8A



Dos imágenes (1, 3) se superponen

Fig. 8B

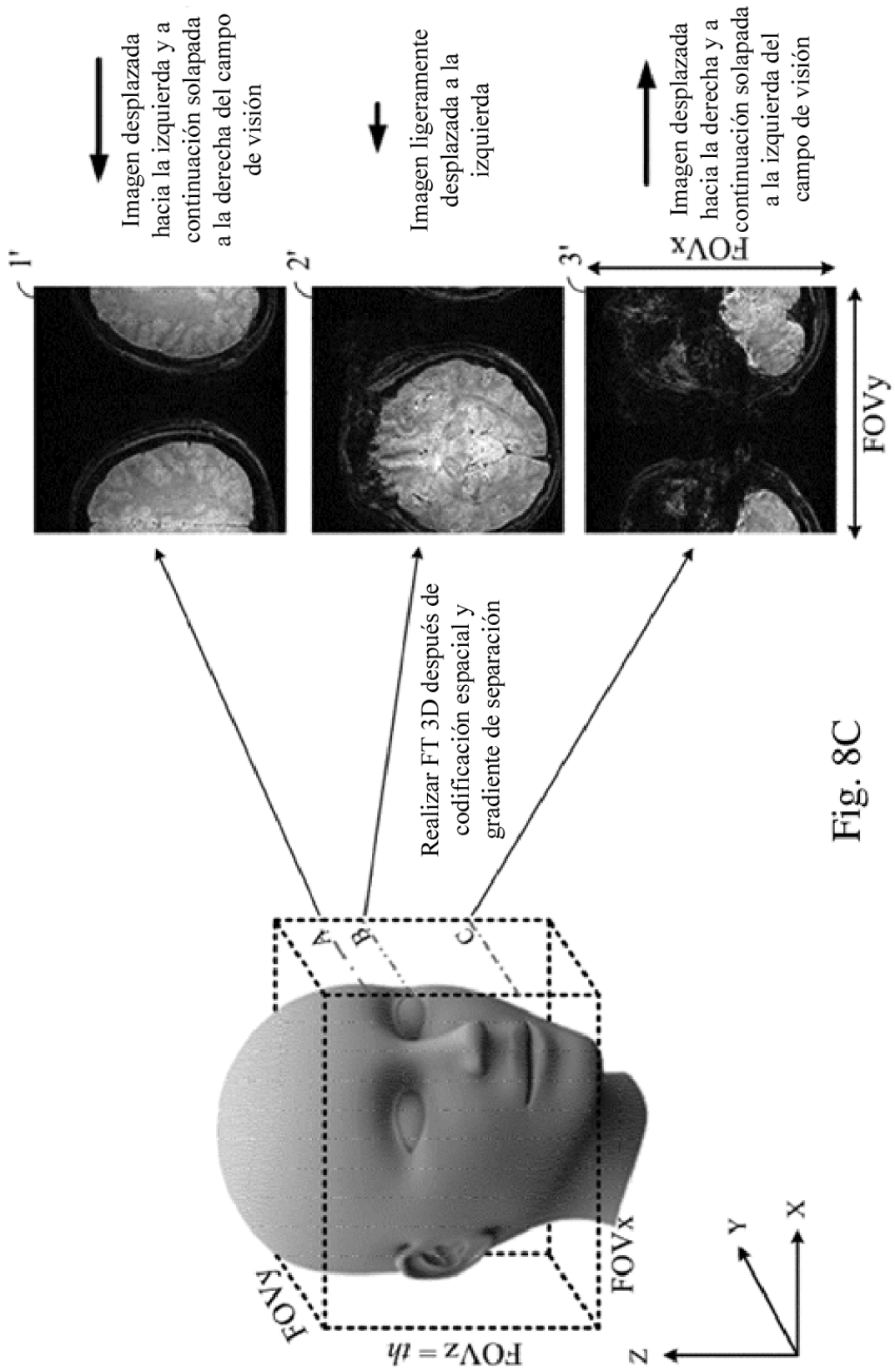


Fig. 8C

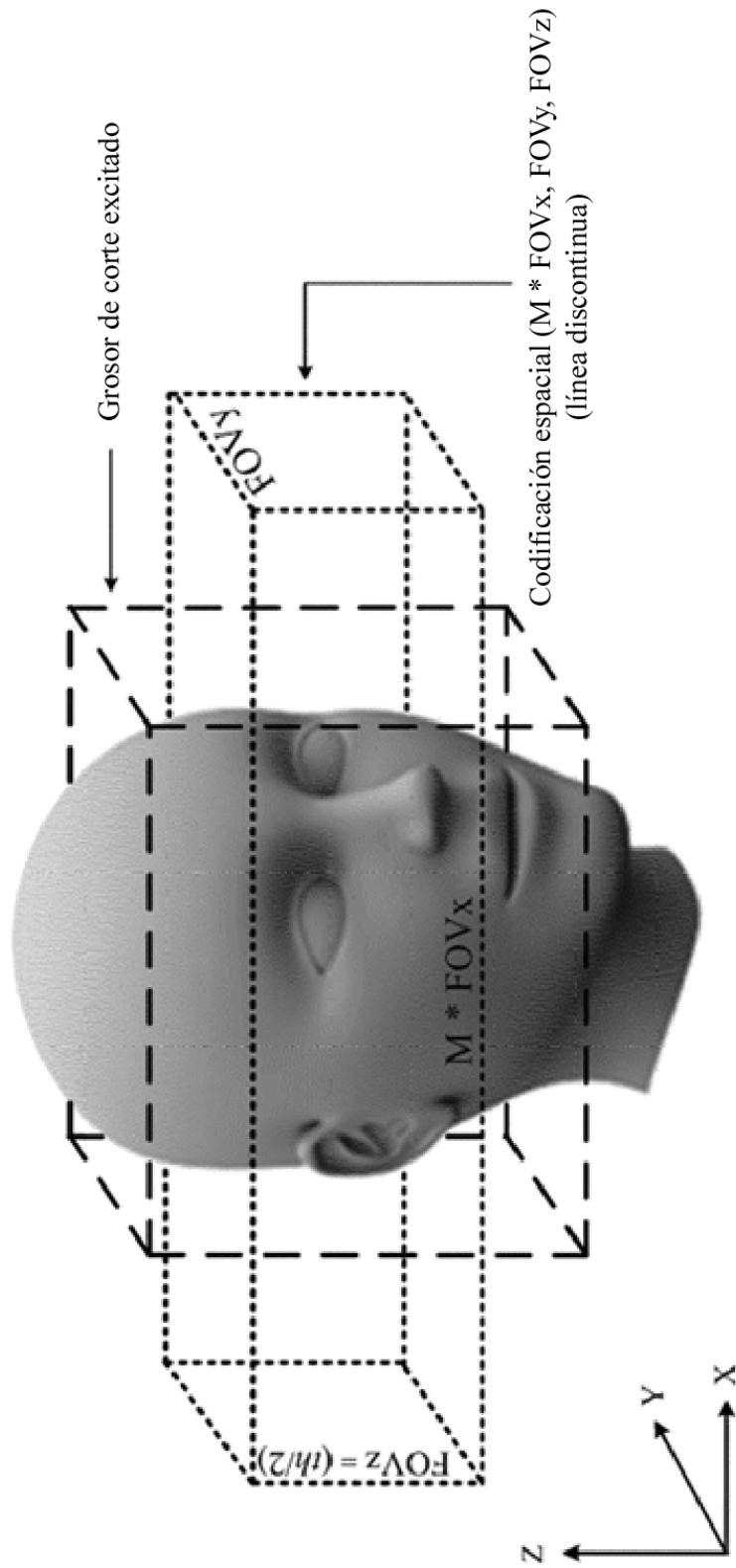
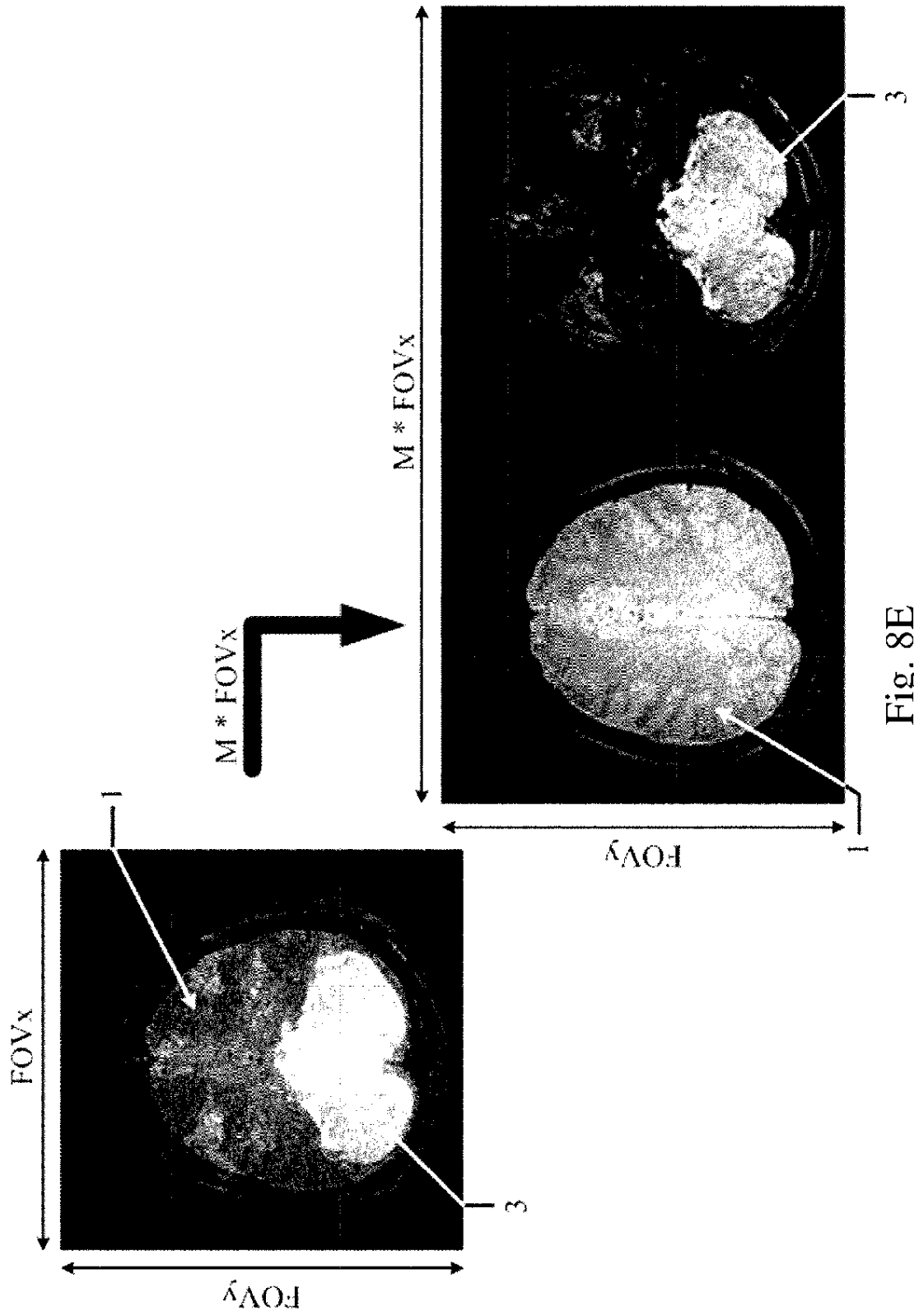


Fig. 8D



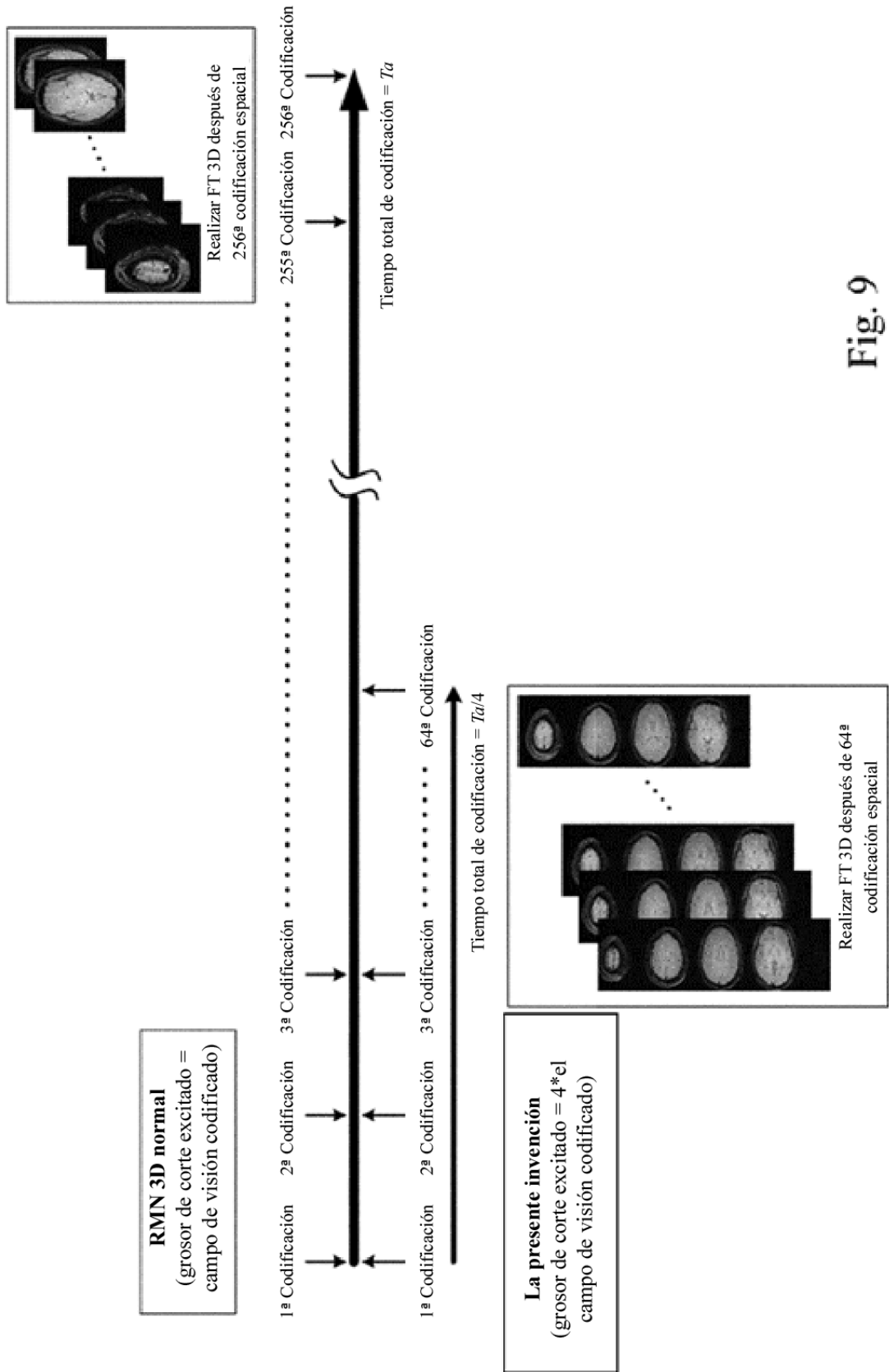


Fig. 9