

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 587**

51 Int. Cl.:

**G01R 33/385** (2006.01)

**G01R 33/3873** (2006.01)

**G01R 33/421** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.11.2019** **PCT/AU2019/051276**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.06.2020** **WO20118352**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.11.2019** **E 19896161 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2024** **EP 3894879**

54 Título: **Sistema de bobina de gradiente**

30 Prioridad:

**13.12.2018 AU 2018904742**

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

**12.11.2024**

73 Titular/es:

**MAGNETICA LIMITED (100.0%)**  
**c/- Michael Buck IP, PO Box 78**  
**Red Hill, QLD 4059, AU**

72 Inventor/es:

**LIU, FENG;**  
**WEI, RIYU y**  
**TANG, FANGFANG**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

ES 2 986 587 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

### Sistema de bobina de gradiente

5 La presente invención se refiere a sistemas de bobinas de gradiente para su uso en dispositivos y aparatos de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI). En particular, la invención se refiere a sistemas de bobinas de gradiente troncocónicas que utilizan acuífamiento para mejorar la formación de imágenes.

### Antecedentes de la invención

10 La formación de imágenes por resonancia magnética se introdujo en la década de 1980 y se ha convertido en una importante modalidad médica de formación de imágenes.

15 La MRI clínica depende para su éxito de la generación de campos magnéticos fuertes y uniformes. Las máquinas de MRI están diseñadas para generar un campo magnético estático que se requiere que sea sustancialmente homogéneo en una región predeterminada, conocida en la técnica como el "volumen de formación de imágenes esféricas de diámetro" o "DSV". Por lo general, se requiere que las desviaciones de la homogeneidad del campo magnético estático sobre la DSV sean inferiores a 20 partes por millón de pico a pico (o 1 parte por millón de rms).

20 El equipo de resonancia magnética ha sido objeto de una serie de mejoras desde la introducción de los primeros sistemas cilíndricos cerrados. En particular, se han producido mejoras en la calidad/resolución de las imágenes a través de una mejor proporción señal/ruido y la introducción de imanes de campo alto y ultra alto. La resolución mejorada de las imágenes, a su vez, ha llevado a que la MRI sea una modalidad de elección para un número cada vez mayor de especialistas en formación de imágenes de MRI humanas estructurales anatómicas y funcionales.

25 Los componentes básicos de un sistema de resonancia magnética típico para producir imágenes de diagnóstico para estudios en humanos incluyen un imán principal (generalmente un imán superconductor que produce el campo magnético estático sustancialmente homogéneo (el campo  $B_0$ ) en la DSV), uno o más ensamblajes de bobinas de acuífamiento, un ensamblaje de bobinas de gradiente y una o más bobinas de RF. Las discusiones de MRI se pueden encontrar, por ejemplo, en Haacke et al., Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1999. Véase también Crozier et al., Patente de EE. UU. No. 5,818,319, Crozier et al., Patente de EE. UU. No. 6,140,900, Crozier et al., Patente de EE. UU. No. 6,700,468, Dorri et al., Patente de EE. UU. No. 5,396,207, Dorri et al., Patente de EE. UU. No. 5,416,415, Knuttel et al., Patente de EE. UU. No. 5,646,532, y Laskaris et al., Patente de EE. UU. No. 5,801,609.

35 Los imanes de resonancia magnética de cuerpo entero son típicamente cilíndricos de alrededor de 1,6-2,0 metros de longitud con aberturas axiales en el intervalo de 0,6-0,8 metros. Normalmente, el imán es simétrico, de modo que el punto medio de la DSV se encuentra en el centro geométrico de la estructura del imán a lo largo de su eje principal. No es sorprendente que muchas personas sufran de claustrofobia cuando se colocan en un espacio así. Además, la gran distancia entre la porción del cuerpo del sujeto de la que se están tomando imágenes y el final del sistema de imanes significa que los médicos no pueden ayudar fácilmente o monitorear personalmente a un sujeto durante un procedimiento de MRI.

45 Además de sus efectos en el tema, el tamaño del imán es un factor principal para determinar el costo de una máquina de MRI, así como los costos involucrados en la instalación de dicha máquina. Otra consideración importante es el volumen de helio necesario para mantener el sistema a temperaturas criogénicas. Debido a su gran tamaño, dichos imanes de cuerpo entero son caros para su uso en la producción de imágenes de objetos de pequeño tamaño, como cabezas, extremidades y recién nacidos, etc.

50 Como se mencionó anteriormente, las bobinas de gradiente son componentes esenciales del sistema en un escáner de formación de imágenes por resonancia magnética (MRI), que proporcionan codificación espacial de las señales de resonancia magnética nuclear (NMR) durante las exploraciones. Se requiere un gradiente de campo magnético fuerte y lineal en las modalidades de formación de imágenes rápidas, como las formaciones de imágenes ponderadas por difusión y la formación de imágenes planas de eco (EPI). Las mejoras en la resistencia del gradiente de todo el cuerpo se pueden lograr simplemente agregando más vueltas de alambre a las bobinas, sin embargo, este enfoque conduce a una mayor inductancia y resistencia.

60 La fuerza del gradiente también se puede mejorar mediante el uso de amplificadores de gradiente más fuertes, pero este método no es rentable. El uso de potencias/corrientes de gradiente más grandes también puede conducir a campos eléctricos más grandes inducidos en el cuerpo humano y causar estimulación nerviosa periférica (PNS).

Otra forma práctica de aumentar la resistencia del gradiente es aplicar bobinas de gradiente local, como bobinas de cabeza insertables, dentro de sistemas de resonancia magnética de cuerpo entero. Las bobinas de gradiente insertables han demostrado sus ventajas, como mejorar la resistencia del gradiente y minimizar la inductancia, exhibir una alta velocidad de conmutación y límites de PNS potencialmente más altos.

Geoméricamente, debido a que el acceso de la cabeza a la bobina está limitado por las dimensiones de los hombros, las bobinas de gradiente de cabeza generalmente utilizan una configuración asimétrica.

Por lo tanto, existe la necesidad de sistemas de bobina mejorados para su uso en sistemas de IRM.

## OBJETO

Es un objetivo de la presente invención proporcionar un sistema de bobina de gradiente que supere o mejore una o más de las desventajas o problemas descritos anteriormente, o que al menos proporcione una alternativa comercial útil.

Otros objetos preferidos de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción.

### Breve descripción de la invención

La invención reside en un sistema de bobina de gradiente adecuado para su uso en un sistema de MRI, el sistema de bobina de gradiente comprende: un cuerpo de gradiente que tiene un orificio que se extiende a través del mismo, al menos una porción troncocónica dispuesta alrededor del orificio y una o más porciones cilíndricas dispuestas alrededor del orificio, en donde al menos una de las una o más porciones cilíndricas colinda con una o más de las al menos una porciones troncocónicas, en donde un diámetro de un primer extremo del orificio es mayor que un diámetro de un segundo extremo del orificio, en donde el diámetro del primer extremo del orificio es mayor que 500 mm para permitir el acceso del reborde; y un ensamblaje de bobina de gradiente dispuesto alrededor del orificio, el ensamblaje de bobina de gradiente tiene al menos una sección troncocónica que se ajusta sustancialmente a la al menos una porción troncocónica del cuerpo de gradiente, el ensamblaje de bobina de gradiente está configurado para generar campos de gradiente en un Diámetro de Volumen Esférico (DSV) para imágenes médicas, caracterizado porque el ensamblaje de bobina de gradiente incluye dos y un ángulo de una primera de las dos secciones troncocónicas está entre 0 y 10 grados y un ángulo de la segunda de las dos secciones troncocónicas está entre 5 y 30 grados con respecto a un eje longitudinal del cuerpo de gradiente, en donde el orificio comprende dos secciones troncocónicas correspondientes a las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente y una longitud de la segunda de las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente es mayor que una longitud de la primera de las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente para aumentar la eficiencia y linealidad del gradiente de campo magnético.

Preferiblemente, en uso, un Diámetro de Volumen Esférico (DSV) asociado con el sistema se desplaza desde un centro geométrico del sistema para permitir una imagen más fácil tanto de la cabeza como de las extremidades.

En algunas modalidades, la alta eficiencia (es decir, alta tasa de rotación y resistencia de gradiente) de una sección troncocónica del ensamblaje de bobina de gradiente proporciona una velocidad de escaneo máxima más alta (es decir, formación de imágenes rápida). Además, una primera porción cilíndrica que tiene un diámetro puede ser contigua a una segunda porción cilíndrica que tiene un diámetro, en donde el diámetro de la primera porción cilíndrica es mayor que el diámetro de la segunda porción cilíndrica. Preferentemente, una pluralidad de porciones troncocónicas y/o porciones cilíndricas definen un orificio de diámetro escalonado.

En algunas modalidades, el ensamblaje de bobina de gradiente comprende una estructura de bobina primaria que tiene al menos una sección sustancialmente troncocónica.

El ensamblaje de bobina de gradiente puede comprender además una estructura de capa protectora que tiene al menos una sección sustancialmente troncocónica.

Preferentemente, el cuerpo de gradiente puede ser adecuado para ubicarse dentro de una cámara de un imán.

Preferentemente, la estructura de bobina primaria comprende segmentos de bobina primaria primero, segundo y tercero que generan tres campos de gradiente primario lineales ortogonales en la región DSV. Preferentemente, el primer segmento de bobina primaria comprende una bobina axial que genera un primer campo de gradiente primario a lo largo de un eje longitudinal (eje z). Preferentemente, el segundo y tercer segmentos de bobina primaria comprenden cada uno una bobina transversal girada 90 grados entre sí, generando así un segundo y tercer campo de gradiente primario ortogonal entre sí y el primer campo de gradiente primario. Preferentemente, el segundo segmento de bobina primaria está ubicado entre el primer y el tercer segmento de bobina primaria.

Preferentemente, la estructura de capa de blindaje comprende un primer, segundo y tercer segmento de bobina de blindaje. Preferentemente, cada uno de los segmentos de bobina de la estructura de capa de blindaje está dispuesto para generar un campo de gradiente ortogonal opuesto al campo de gradiente generado por un segmento correspondiente de la estructura de bobina primaria, protegiendo así activamente los campos de gradiente primario y reduciendo las corrientes de Foucault en el imán y en la DSV. Preferentemente, la estructura de capa de blindaje se proporciona alrededor de la estructura de bobina primaria y se extiende sustancialmente a lo largo de toda la longitud axial del orificio. Preferentemente, un diámetro de cada uno de los segmentos de bobina

de blindaje es mayor que un diámetro de cualquiera de los segmentos de bobina primarios. La estructura de la capa de protección y las bobinas asociadas actúan para proteger el entorno del campo magnético generado por las bobinas magnéticas.

5 El diámetro del primer extremo del orificio es superior a 500 mm para permitir el acceso a los hombros. Preferentemente, el diámetro del segundo extremo del orificio es de aproximadamente 100 mm-500 mm. Esto proporciona una mayor eficiencia y linealidad del gradiente de campo magnético, además de una longitud de gradiente más corta del campo magnético ( $B_0$ ) al tiempo que proporciona acceso a las extremidades.

10 Preferentemente, las bobinas de blindaje se encuentran alejadas de las bobinas primarias. Preferentemente, las bobinas de protección son troncocónicas y/o cilíndricas.

Preferentemente, el sistema de bobina de gradiente proporciona una alta eficiencia, una mayor resistencia del gradiente y una tasa de rotación para la obtención de imágenes de la cabeza y una buena linealidad del gradiente del campo magnético para una longitud de gradiente corta y es adecuado para el acceso a la cabeza y las extremidades.

15

Preferentemente, la polaridad de las bobinas de la estructura de bobina primaria es opuesta a la polaridad de las bobinas respectivas de la estructura de capa de blindaje (es decir, transportan corriente en direcciones opuestas).

20

Preferentemente, el sistema comprende además uno o más cavidades de cuña. Preferentemente, las cavidades de cuña son troncocónicas y/o cilíndricas. Preferiblemente, una porción de cuña está ubicada en cada cavidad de cuña. Preferentemente, la porción de cuña comprende material ferroso o ferromagnético. Preferentemente, cada segmento de bobina primario del ensamblaje de bobina de gradiente tiene una cavidad de cuña asociada y una porción de cuña que tiene una forma que se adapta a la forma de la bobina de gradiente. Preferentemente, las porciones de cuña ajustan pasivamente la DSV para lograr un nivel de homogeneidad de campo preferido ( $B_0$ ). Preferentemente, la porción de cuña está ubicada entre la estructura de bobina primaria y la estructura de capa de protección. En algunas modalidades, la porción de cuña se ubica fuera de la estructura de capa de blindaje. Preferentemente, la porción de cuña se encuentra entre el imán y las bobinas de gradiente.

25

Preferentemente, el sistema comprende además uno o más dispositivos de compensación magnética activa.

30

En una modalidad preferida, la DSV tiene dimensiones de 300 mm(x-) x300 mm(y-)x300 mm (z-). El ensamblaje de bobina de gradiente incluye dos secciones troncocónicas. Un ángulo de una primera de las dos secciones troncocónicas está entre 0 y 10 grados y un ángulo de la segunda de las dos secciones troncocónicas está entre 5 y 30 grados con respecto a un eje longitudinal del cuerpo de gradiente. Preferentemente, el ángulo de la primera de las dos secciones troncocónicas es de 5 grados y el ángulo de la segunda de las dos secciones troncocónicas es de 16 grados con respecto al eje longitudinal del cuerpo.

35

Preferentemente, un diámetro del primer extremo del orificio está entre 500 mm y 600 mm y un diámetro del segundo extremo del orificio está entre 100 mm y 500 mm. Más preferentemente, el diámetro del primer extremo del orificio es de 600 mm y el diámetro del segundo extremo del orificio es de 120 mm.

40

Una longitud de la segunda de las dos secciones troncocónicas es mayor que una longitud de la primera de las dos secciones troncocónicas para aumentar la eficiencia y la linealidad del gradiente de campo magnético. Preferentemente, los segmentos de bobina de la estructura de bobina primaria están dispuestos en el siguiente orden desde el interior (adyacente al orificio) hasta el exterior (adyacente a la estructura de capa de protección): bobina primaria z, bobina primaria x y bobina primaria y. Preferentemente, los segmentos de bobina de la capa de bobina de blindaje están dispuestos en el siguiente orden desde el interior (adyacente a la capa de bobina primaria) hasta el exterior (adyacente al imán): bobina de blindaje x, bobina de blindaje y y bobina de blindaje z. El orificio comprende dos secciones troncocónicas que se ajustan a las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente.

45

En otra modalidad preferida, la DSV tiene dimensiones de 300 mm(x-) x300 mm(y-)x300 mm (z-). Preferentemente, el ensamblaje de bobina de gradiente comprende secciones cilíndricas de tres pasos, donde cada sección cilíndrica tiene un diámetro diferente. Preferentemente, el ensamblaje de bobina de gradiente comprende una sección troncocónica que se extiende entre dos de las secciones cilíndricas. Preferentemente, un diámetro del primer extremo del orificio está entre 500 mm y 600 mm y un diámetro del segundo extremo del orificio está entre 150 mm y 300 mm. Más preferentemente, el diámetro del primer extremo del orificio es de 560 mm y el diámetro del segundo extremo del orificio es de 210 mm. Preferentemente, el orificio comprende secciones cilíndricas de tres pasos que se ajustan a la sección cilíndrica de tres pasos del ensamblaje de bobina de gradiente.

55

Preferentemente, el sistema de bobina de gradiente comprende además una o más bobinas de radiofrecuencia (RF) ubicadas entre el ensamblaje de bobina de gradiente y el orificio. Preferentemente, las bobinas de RF son troncocónicas y/o cilíndricas que se adaptan a la forma del orificio. Preferentemente, las bobinas de RF están ubicadas en una superficie interna del cuerpo de gradiente que rodea el orificio.

65

Otras características y ventajas de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada.

## 5 Breve descripción de los dibujos

Solo a modo de ejemplo, las realizaciones preferidas de la invención se describirán con más detalle a continuación con referencia a las figuras adjuntas, en donde:

- 10 La Figura 1 ilustra una vista esquemática en sección transversal de un sistema de bobina de gradiente troncocónico en un cuerpo magnético de acuerdo con un primer ejemplo que, como tal, no forma parte de la presente invención;
- La Figura 2 ilustra una vista esquemática en sección transversal de un sistema de bobina de gradiente escalonado que tiene porciones troncocónicas y cilíndricas de acuerdo con un segundo ejemplo que,
- 15 como tal, no forma parte de la presente invención;
- La Figura 3 ilustra una vista esquemática en sección transversal de un sistema de bobina de gradiente troncocónico que tiene bobinas de radiofrecuencia (RF) troncocónicas en un cuerpo magnético de acuerdo con un tercer ejemplo que, como tal, no forma parte de la presente invención;
- La Figura 4 ilustra una vista esquemática en sección transversal de un sistema de bobina de gradiente escalonado que tiene bobinas de RF cilíndricas de acuerdo con un cuarto ejemplo que, como tal, no forma
- 20 parte de la presente invención;
- La Figura 5 ilustra una sección transversal esquemática de un sistema de bobina de gradiente troncocónico que tiene dos porciones troncocónicas de acuerdo con un quinto ejemplo que, como tal, no forma parte de la presente invención;
- 25 La Figura 6 ilustra los patrones primario y de blindaje de la bobina axial (z) del sistema de bobina de gradiente troncocónico que se muestra en la FIG. 5;
- Las Figuras 7a y 7b ilustran los patrones primario y de blindaje de la bobina transversal (x e y) del sistema de bobina de gradiente troncocónico de la FIG. 5;
- La Figura 8 ilustra una sección del sistema de bobina de gradiente escalonado que se muestra en la FIG
- 30 2;
- La Figura 9 ilustra los patrones primario y de blindaje de la bobina axial (z) del sistema de bobina de gradiente escalonado que se muestra en la FIG. 8; y
- La Figura 10 ilustra los patrones primario y de blindaje de la bobina transversal (x e y) del sistema de bobina de gradiente escalonado de la FIG. 8.

## 35 Descripción detallada de la invención

- La presente invención proporciona un sistema de bobina de gradiente con dos secciones de forma troncocónica y una sección cilíndrica. La presente invención facilita la codificación de señales de imágenes de resonancia
- 40 magnética y la mejora de la uniformidad del campo magnético estático dentro del DSV, y es particularmente útil para imágenes de cabeza, extremidades y/o neonatales humanas, etc.

- El sistema de bobina de gradiente tiene dos extremos, con un extremo que tiene un diámetro de orificio grande para permitir el acceso del hombro, y el otro extremo que tiene un diámetro de orificio significativamente más
- 45 pequeño para mejorar la eficiencia del gradiente y la linealidad del gradiente del campo magnético, así como acortar la longitud del gradiente.

- El orificio de gradiente más pequeño también permite el acceso a las extremidades para la formación de imágenes
- 50 ortopédicas.

- En algunas modalidades, el ajuste pasivo/activo troncocónico o cilíndrico se incluye en el sistema de gradiente para ajustar (es decir, homogeneizar) el campo magnético ( $B_0$ ) en la región del Diámetro del Volumen Esférico (DSV).

- 55 El sistema de bobina de gradiente comprende un ensamblaje de bobina de gradiente que tiene una estructura de capa primaria con múltiples secciones troncocónicas y/o cilíndricas, y una estructura de capa de protección que puede ser troncocónica o cilíndrica dependiendo de las configuraciones del imán.

- La estructura de capa primaria incluye tres segmentos de bobina que generan tres campos de gradiente lineal
- 60 ortogonal en la región DSV, uno de los cuales se denomina bobina axial que genera un campo de gradiente a lo largo del eje longitudinal (eje z), y otros dos de los cuales se denominan bobinas transversales giradas 90 grados entre sí.

- La estructura de capa de protección también incluye tres segmentos de bobina que generan tres campos de
- 65 gradientes ortogonales opuestos a los campos de gradiente generados por las bobinas primarias relevantes, para proteger activamente los campos de gradiente primario y reducir las corrientes de Foucault en el imán y en la DSV.

En las bobinas primarias, el diámetro del orificio ancho debe ser lo suficientemente grande como para permitir el acceso de reborde, preferiblemente mayor de 500 mm, mientras que se prevé que el diámetro del orificio estrecho sea lo suficientemente pequeño como para tener una alta eficiencia y linealidad del gradiente de campo magnético, así como una longitud de gradiente más corta (en relación con los sistemas puramente cilíndricos), y aún proporcionar acceso a las extremidades. En este sentido, se prevé que el orificio estrecho tenga un diámetro de entre 100 mm y 500 mm.

Con el fin de mejorar u optimizar el rendimiento del blindaje, las bobinas de blindaje se ubican lo más lejos posible de las bobinas primarias. Como resultado, la bobina de protección puede ser cilíndrica para el orificio del imán cilíndrico.

Regresando ahora a la FIG. 1, se ilustra un sistema de bobina de gradiente troncocónico 01 para su uso en un sistema de imágenes por resonancia magnética (MRI). El sistema de bobina de gradiente troncocónico 01 incluye un cuerpo de gradiente troncocónico 102 insertado en la cámara, es decir, la abertura axial, de un imán 101 que tiene un diámetro asociado de volumen esférico (DSV) 111.

El cuerpo de gradiente 102 define un orificio sustancialmente troncocónico 104 que se extiende axialmente a lo largo de la longitud del gradiente 102. Como se puede observar, el orificio 104 incluye una primera abertura 104a y una segunda abertura 104b. La primera abertura 104a está destinada a permitir el acceso de los hombros de un paciente para la obtención de imágenes y, por lo tanto, debe dimensionarse en consecuencia.

Como se mencionó brevemente anteriormente, se espera que la primera abertura 104a (es decir, la abertura más grande) tenga el tamaño adecuado para permitir el acceso de los hombros de un paciente. Por lo tanto, se prevé que la primera abertura 104a tenga un diámetro D11 de no menos de 500 mm, mientras que el diámetro D13 de la segunda abertura 104b (es decir, la abertura más pequeña) debe ser lo suficientemente pequeño como para proporcionar una alta eficiencia y linealidad de gradiente del campo de gradiente, así como una longitud de gradiente más corta, y aún proporcionar acceso a las extremidades, como las manos y los brazos, por ejemplo.

Ubicado dentro del cuerpo de gradiente 102 hay un ensamblaje de bobina de gradiente 120. El ensamblaje de bobina de gradiente 120 incluye tres secciones troncocónicas 121a, 121b, 121c que comprenden una bobina primaria 121 y tres secciones troncocónicas de bobinas de blindaje 122a, 122b, 122c que comprenden una bobina de blindaje 122. También hay un dispositivo de acuífamiento pasivo troncocónico 123 que incluye una cavidad de cuña que aloja una o más porciones de cuña. La porción de cuña proporciona una cuña pasiva del campo magnético y comprende un material ferromagnético.

Cada sección de bobina primaria 121a, 121b o 121c tiene un ángulo diferente  $\theta 1a$ ,  $\theta 1b$ ,  $\theta 1c$  con respecto al eje longitudinal 105 del imán 101 y un diámetro promedio diferente D11, D12, D13. Sin embargo, los ángulos  $\theta 2a$ ,  $\theta 2b$ ,  $\theta 2c$  de cada sección de bobina de blindaje 122a, 122b, 122c pueden ser iguales o diferentes. Ventajosamente, las diversas configuraciones proporcionadas por los diferentes ángulos de las secciones de bobina primaria 121a-c y las secciones de bobina de blindaje 122a-c generan campos magnéticos óptimos y deseados en la DSV y minimizan los campos magnéticos parásitos.

Como se describe con respecto a la primera abertura 104a del orificio 104, el diámetro de la sección de bobina primaria más interna, la bobina primaria 121a, está espaciada lo suficientemente ancha como para permitir el acceso de los hombros de un paciente. Por lo tanto, al igual que con la primera abertura 104a, se prefiere que la bobina primaria 121a tenga un diámetro máximo de no menos de 500 mm, pero es concebible que la bobina primaria 121a pueda ser de cualquier tamaño.

Cada una de la bobina primaria 121 y la bobina secundaria 122 incluyen respectivamente tres segmentos de bobina (bobinas z, x e y) que generan tres campos de gradiente ortogonales en tres ejes ortogonales z, x e y.

Las direcciones de la corriente eléctrica en las bobinas de blindaje 122 son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 121. Esto se ilustrará más claramente en figuras posteriores relacionadas con realizaciones adicionales.

Como se muestra, la bobina primaria 121 y la bobina de protección 122 están suficientemente separadas para que las cavidades de cuña pasivas 123 se extiendan entre ellas desde el extremo estrecho del cuerpo de gradiente 102 (adyacente a la segunda abertura 104b) hacia la sección ancha (adyacente a la primera abertura 104a) del cuerpo de gradiente 102.

Al ubicar las cavidades de cuña pasivas 123 entre la bobina primaria 121 y la bobina de protección 122, las porciones de cuña pueden ubicarse en las cavidades de cuña 123 para ajustar así la DSV de imán 111 a un nivel de homogeneidad de campo deseado.

El sistema de bobina de gradiente 02, que se muestra en la FIG. 2, incluye un cuerpo de gradiente de tres pasos

202 que se inserta en una cámara (es decir, la abertura axial) de un imán 201 que tiene un diámetro asociado de volumen esférico (DSV) 211.

El cuerpo de gradiente 202 define un orificio escalonado 204 que se extiende axialmente a lo largo de la longitud del cuerpo de gradiente 202. Como se puede observar, el orificio 204 incluye una primera abertura 204a y una segunda abertura 204b.

La primera abertura 204a está destinada a permitir el acceso del hombro de un paciente para la obtención de imágenes y, por lo tanto, debe dimensionarse en consecuencia. Como se describió anteriormente en el sistema de relación 01, se espera que la primera abertura 204a (es decir, la abertura más grande) no tenga menos de 500 mm de diámetro, mientras que la segunda abertura 204b (es decir, la abertura más pequeña) debe ser lo suficientemente pequeña como para proporcionar una alta eficiencia y linealidad de gradiente del campo de gradiente, así como una longitud de gradiente más corta, y aún proporcionar acceso a las extremidades, como las manos y los brazos, por ejemplo.

Ubicadas dentro del cuerpo de gradiente 202 hay tres secciones de bobina primaria cilíndrica escalonada 221a, 221b, 221c y una sección de bobina primaria troncocónica 221d que comprenden una bobina primaria 221 y tres secciones de bobina de blindaje cilíndrica escalonada 222a, 222b, 222c y una sección de bobina de blindaje troncocónica 222d que comprenden una bobina de blindaje 222.

Además, hay dos dispositivos de compensación pasivos cilíndricos escalonados 223a y 223b. Cada dispositivo de acuñamiento 223a, 223b es sustancialmente similar al dispositivo de acuñamiento 123 descrito anteriormente que tiene una cavidad de acuñamiento que aloja una o más piezas de cuña de un material ferromagnético.

Como se puede ver, la sección de bobina primaria 221a y la sección de bobina de blindaje 222a, y la sección de bobina primaria 221c y la sección de bobina protectora 222c están separadas radialmente y espaciadas alrededor del orificio 204 para proporcionar espacio para que los dispositivos de cuña 223a, 223b se ubiquen respectivamente entre ellas. Como se describió anteriormente, las piezas de cuña ubicadas en las cavidades de cuña del dispositivo de acuñamiento 223a y 223b trabajan juntas para ajustar la DSV del imán 211 al nivel de homogeneidad de campo requerido (por ejemplo, 10 ppm en una DSV de 300 mm).

Cada escalón de la sección de bobina primaria 221a, 221b, 221c, 221d respectivamente tiene una porción con un diámetro promedio diferente D21, D22, D23, D24.

El diámetro D21 de la sección 221A debe ser lo suficientemente grande como para permitir el acceso de los hombros del paciente y el diámetro D24 de la sección 221C debe ser lo suficientemente grande como para permitir el acceso a las extremidades.

Si bien cada paso de la sección de bobina primaria 221a-c es diferente en diámetro D21-D24, el diámetro de cada sección de bobina protectora 222a-c puede ser opcionalmente diferente o sustancialmente igual.

Cada sección de la bobina de gradiente 220, que incluye tanto la bobina primaria 221 como la bobina de blindaje 222, incluye tres segmentos de bobina denominados bobinas z, x e y que generan tres campos de gradiente ortogonales en tres ejes ortogonales z, x e y.

Las direcciones de la corriente eléctrica en las bobinas de blindaje 222a-c son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 221a-c.

Con referencia a la FIG. 3, hay un ejemplo adicional que, como tal, no forma parte de la presente invención en forma de sistema de bobina de gradiente troncocónico 03. El sistema de bobina de gradiente troncocónico 03 es sustancialmente similar al sistema de bobina de gradiente troncocónico 01 descrito anteriormente. Sin embargo, la sección de bobina primaria 321a es paralela al eje longitudinal 305 del imán 301, en contraste con la sección de bobina primaria 121a del sistema 01 que está en ángulo.

El sistema de bobina de gradiente troncocónico 03 incluye un cuerpo de gradiente troncocónico 302 insertado en la cámara, es decir, la abertura axial, de un imán 301 que tiene un diámetro asociado de volumen esférico (DSV) 311.

El cuerpo de gradiente 302 define un orificio sustancialmente troncocónico 304 que se extiende axialmente a lo largo de la longitud del gradiente 302. Como se puede observar, el orificio 304 incluye una primera abertura 304a y una segunda abertura 304b. La primera abertura 304a está destinada a permitir el acceso de los hombros de un paciente para la obtención de imágenes y, por lo tanto, debe dimensionarse en consecuencia.

Como se mencionó brevemente anteriormente, se espera que la primera abertura 304a (es decir, la abertura más grande) tenga el tamaño adecuado para permitir el acceso de los hombros de un paciente. Por lo tanto, se prevé que la primera abertura 304a tenga un diámetro D31 de no menos de 500 mm, mientras que el diámetro D33 de

la segunda abertura 304b (es decir, la abertura más pequeña) debe ser lo suficientemente pequeño como para proporcionar una alta eficiencia y linealidad de gradiente del campo de gradiente, así como una longitud de gradiente más corta, y aún proporcionar acceso a las extremidades, como las manos y los brazos, por ejemplo.

Ubicado dentro del cuerpo de gradiente 302 hay un ensamblaje de bobina de gradiente 320. El ensamblaje de bobina de gradiente 320 incluye tres secciones troncocónicas 321a, 321b, 321c que comprenden una bobina primaria 321 y tres secciones troncocónicas de bobinas de blindaje 322a, 322b, 322c que comprenden una bobina de blindaje 322. También hay un dispositivo de acuífamiento pasivo troncocónico 323 que incluye una cavidad de cuña que aloja una o más porciones de cuña. La porción de cuña proporciona una cuña pasiva del campo magnético y comprende un material ferromagnético.

Las secciones de bobina primaria 322c, 322b tienen cada una un ángulo respectivo diferente  $\theta 3a$ ,  $\theta 3b$  con respecto al eje longitudinal 305 del imán 301 y un diámetro promedio diferente D31, D32, D33. Sin embargo, los ángulos  $\theta 3c$ ,  $\theta 3d$  de las respectivas secciones de bobina de blindaje 322c, 322b pueden ser iguales o diferentes. Ventajosamente, las diversas configuraciones proporcionadas por los diferentes ángulos de las secciones de bobina primaria 321a-c y las secciones de bobina de blindaje 322a-c generan campos magnéticos óptimos y deseados en la DSV y minimizan los campos magnéticos parásitos.

Como se describe con respecto a la primera abertura 304a del orificio 304, el diámetro de la sección de bobina primaria más interna, la bobina primaria 321a, está espaciada lo suficientemente ancha como para permitir el acceso de los hombros de un paciente. Por lo tanto, al igual que con la primera abertura 304a, se prefiere que la bobina primaria 321a tenga un diámetro máximo de no menos de 500 mm, pero es concebible que la bobina primaria 321a pueda ser de cualquier tamaño.

Cada una de la bobina primaria 321 y la bobina de blindaje 322 incluye respectivamente tres segmentos de bobina (bobinas z, x e y) que generan tres campos de gradiente ortogonales en tres ejes ortogonales z, x e y.

Las direcciones de la corriente eléctrica en las bobinas de blindaje 322 son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 321. Esto se ilustrará más claramente en figuras posteriores relacionadas con realizaciones adicionales.

Como se muestra, la bobina primaria 321 y la bobina de protección 322 están suficientemente separadas para que las cavidades de cuña pasivas 323 se extiendan entre ellas desde el extremo estrecho del cuerpo de gradiente 302 (adyacente a la segunda abertura 304b) hacia la sección ancha (adyacente a la primera abertura 304a) del cuerpo de gradiente 102.

Al ubicar las cavidades de cuña pasivas 323 entre la bobina primaria 321 y la bobina de protección 322, las porciones de cuña pueden ubicarse en las cavidades de cuña 323 para ajustar así la DSV de imán 311 a un nivel de homogeneidad de campo deseado.

Además, el sistema de bobina de gradiente troncocónico 03 también incluye bobinas de radiofrecuencia (RF) troncocónicas 303 ubicadas en una superficie interna del orificio 304 que se extiende a través del cuerpo de gradiente 302. Se apreciará que las bobinas de RF pueden ser bobinas de volumen, bobinas de superficie o una combinación de las dos.

Estas bobinas de RF troncocónicas 303 están configuradas como receptores adaptados para recibir señales de radiofrecuencia de un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética.

De manera similar al sistema 01, cada bobina primaria 321 y bobina de blindaje 322 incluye respectivamente tres segmentos de bobina (bobinas z, x e y) que generan tres campos de gradiente ortogonales en tres ejes ortogonales z, x e y. Las direcciones de la corriente eléctrica en las bobinas de blindaje 322a-c son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 321a-c.

Otro ejemplo que, como tal, no forma parte de la presente invención en forma de sistema de bobina de gradiente escalonado 04 se muestra en la FIG. 4.

El sistema de bobina de gradiente escalonado 04 es sustancialmente similar al sistema de bobina de gradiente 02 descrito anteriormente y mostrado en la FIG. 2. Sin embargo, el sistema de bobina de gradiente escalonado 04 incluye adicionalmente bobinas de radiofrecuencia (RF) troncocónicas 203 ubicadas en una superficie interna del orificio 204 que se extiende a través del cuerpo de gradiente 202.

Estas bobinas de RF troncocónicas 203 están configuradas como receptores adaptados para recibir señales de radiofrecuencia de un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética.

Al igual que con los ejemplos que no forman parte de la presente invención descritos en la presente, las direcciones de la corriente eléctrica en las bobinas protectoras 222a-c son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias

221a-c.

En un ejemplo particularmente preferido que no forma parte de la presente invención, que se muestra en la FIG. 5, la DSV 511 de un sistema de bobina de gradiente troncocónico 05, que es sustancialmente similar al sistema de bobina de gradiente 01, tiene dimensiones de 300 mm(x-)×300 mm(y-)×300 mm(z-).

El sistema de bobina de gradiente 05 incluye dos secciones troncocónicas: una sección ancha 502a y una sección estrecha 502b formadas en un cuerpo de gradiente 502.

El ensamblaje de bobina de gradiente 520 incluye dos secciones troncocónicas 521a y 521b que comprenden una bobina primaria 521 y dos secciones troncocónicas de bobinas de blindaje 522a y 522b que comprenden una bobina de blindaje 522.

El ángulo  $\theta_{5a}$  de la sección ancha 502a es igual a 5 grados y el ángulo  $\theta_{5b}$  de la sección estrecha 502b es igual a 16 grados con respecto a la dirección axial del gradiente (representado por la línea 505).

El radio máximo R51 del orificio de gradiente más ancho 504a es de 300 mm (igual a un diámetro de 600 mm) y el radio mínimo R52 del orificio más estrecho 504b es de 60 mm (igual a un diámetro de 120 mm).

En este ejemplo particularmente preferido que no forma parte de la presente invención, la longitud de la sección estrecha 502b es significativamente más larga que la de la sección ancha 502a para aumentar tanto la eficiencia como la linealidad del campo magnético del sistema 05.

Como se puede ver en la figura ilustrada, la bobina primaria 521 y la bobina de blindaje 522 están dispuestas en el orden desde el interior hacia el exterior: bobina primaria z, bobina primaria x, bobina primaria y, bobina de blindaje x, bobina de blindaje y y luego bobina de blindaje z.

El dispositivo de cuña 523, que es sustancialmente similar al dispositivo de cuña 123 descrito anteriormente, está ubicado entre la bobina primaria 521 y la bobina de protección 522.

Las direcciones de la corriente eléctrica (ilustradas en la FIG. 6, 7a y 7b) en las bobinas protectoras 522 son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 521.

En uso, el ejemplo descrito anteriormente que no forma parte de la presente invención proporciona una alta eficiencia y linealidad del gradiente de campo magnético. Además, el sistema 05 proporciona un acceso adecuado para los hombros de un paciente utilizando el ángulo más pequeño de 5 grados en un primer extremo y un ángulo más grande de 16 grados en un segundo extremo.

En otro ejemplo particularmente preferido que no forma parte de la presente invención de acuerdo con la FIG. 8, el sistema de bobina de gradiente de tres pasos 06, que es sustancialmente similar al sistema de bobina de gradiente de tres pasos 02 y utiliza muchos componentes numerados de manera similar, tiene una DSV 611 con dimensiones de 300 mm(x-)×300 mm (y-)×300 mm (z-).

Como se describió anteriormente, el ensamblaje de bobina de gradiente 220 incluye secciones cilíndricas de tres pasos 202a, 202b, 202c y una sección troncocónica 202d ubicada entre las secciones cilíndricas 202b y 202c. Cada una de las secciones 202a-d tiene un radio diferente R21, R22, R23, R24, respectivamente.

El radio R21 del orificio de gradiente más ancho 204a es de 280 mm (equivalente a un diámetro de 560 mm) y el radio R24 del orificio más estrecho 204b es de 105 mm (equivalente a un diámetro de 210 mm).

La bobina primaria 221 y la bobina de blindaje 222 están dispuestas en el orden desde el interior (adyacente al orificio 204) hacia el exterior (moviéndose radialmente hacia afuera desde el orificio 204): bobina primaria z, bobina primaria x, bobina primaria y, bobina de blindaje x, bobina de blindaje y y luego bobina de blindaje z, que se puede ver claramente en la ilustración.

Las direcciones de la corriente eléctrica (ilustradas en la FIG. 9 y 10) en las bobinas de blindaje 222 son opuestas a las de las respectivas bobinas primarias 221.

En uso, el sistema 06 descrito anteriormente proporciona acceso tanto para los hombros de un paciente en el orificio de gradiente más ancho 204a como para las extremidades en el orificio más estrecho 204b, al tiempo que mantiene una alta eficiencia y linealidad del campo magnético.

En algunas realizaciones, la abertura más grande (en relación con los sistemas cilíndricos) proporcionada por el orificio troncocónico puede reducir la longitud total del imán requerido en el sistema.

Si bien las realizaciones descritas en la presente incluyen un dispositivo de compensación magnético pasivo, las

realizaciones alternativas también pueden incluir un dispositivo de compensación magnético activo.

Las realizaciones de la invención descritas en la presente tienen como objetivo proporcionar una alta eficiencia, una alta resistencia al gradiente y, por lo tanto, una tasa de rotación mejorada para la formación de imágenes de la cabeza, una linealidad mejorada para una longitud de gradiente acortada y un sistema adecuado para el acceso a la cabeza y las extremidades. Como probablemente se apreciará, el aumento de la fuerza del gradiente y las altas tasas de rotación pueden ser particularmente importantes (y a menudo necesarias) para las imágenes cardíacas y de la cabeza (es decir, del cerebro).

Además, las modalidades de la presente invención tienen múltiples secciones de bobinas de gradiente troncocónicas con diferentes ángulos y diámetros, incluido el acufiamiento que proporciona una codificación espacial eficiente y de alta velocidad de las señales de resonancia magnética nuclear (NMR) y un fácil acceso al sistema de MRI tanto para los hombros como para las extremidades.

Las modalidades de la invención que tienen secciones de bobina primaria colocadas en diferentes ángulos generan campos magnéticos óptimos en la DSV y minimizan los campos magnéticos parásitos.

Ventajosamente, la naturaleza troncocónica de los componentes descritos anteriormente en relación con las diversas realizaciones de la invención permite que la DSV se desplace desde el centro del orificio. Esto contrasta con la DSV de los diseños cilíndricos típicos que generalmente tienen una DSV ubicada en el centro. En las realizaciones de la invención descritas en la presente, esto permite un posicionamiento más fácil de un paciente para la formación de imágenes de la cabeza (desde el extremo grande) y la formación de imágenes de las extremidades (desde el extremo estrecho) dentro de la zona de formación de imágenes.

En una ventaja adicional, el diseño troncocónico de las modalidades de la invención permite utilizar un imán más pequeño, reduciendo así el consumo de energía y los costos generales, incluidos los asociados con los materiales y la instalación. Además, un escáner de tamaño más pequeño requiere menos espacio para la instalación, lo que minimiza la huella del escáner. Esto puede ser una consideración crítica al instalar escáneres en hospitales modernos.

En esta memoria descriptiva, los adjetivos tales como primero y segundo, izquierdo y derecho, superior e inferior, y similares se pueden usar únicamente para distinguir un elemento o acción de otro elemento o acción sin requerir o implicar necesariamente ninguna relación u orden real. Cuando el contexto lo permita, la referencia a un número entero o un componente o paso (o similar) no debe interpretarse como limitada a solo uno de ese número entero, componente o etapa, sino que podría ser uno o más de ese número entero, componente o paso, etc.

La descripción detallada anterior de varias realizaciones de la presente invención se proporciona con fines de descripción para un experto en la técnica relacionada. No se pretende que sea exhaustiva ni que limite la invención a una sola realización descrita. Como se mencionó anteriormente, numerosas alternativas y variaciones a la presente invención serán evidentes para los expertos en la técnica de la enseñanza anterior, pero el alcance de la protección está definido por las reivindicaciones. Por consiguiente, si bien algunas reivindicaciones alternativas se han discutido específicamente, otras reivindicaciones serán evidentes o relativamente fáciles de desarrollar por los expertos en la técnica. Se pretende que la invención abarque todas las alternativas, modificaciones y variaciones de la presente invención que se han discutido en la presente, y otras realizaciones, siempre que dichas alternativas, modificaciones, variaciones y realizaciones se encuentren dentro del alcance de la invención como se define en las reivindicaciones.

En esta memoria descriptiva, los términos 'comprende', 'que comprende', 'incluye', 'que incluye' o términos similares pretenden significar una inclusión no exclusiva, de modo que un método, sistema o aparato que comprende una lista de elementos no incluye esos elementos únicamente, pero bien puede incluir otros elementos no enumerados.

## REIVINDICACIONES

1. Un sistema de bobina de gradiente adecuado para su uso en un sistema de IRM, el sistema de bobina de gradiente comprende:

un cuerpo de gradiente que tiene un orificio que se extiende a través del mismo, al menos una porción troncocónica dispuesta alrededor del orificio y una o más porciones cilíndricas dispuestas alrededor del orificio, en donde al menos una de la una o más porciones cilíndricas colinda con una o más de la al menos una porción troncocónica, en donde un diámetro de un primer extremo del orificio es mayor que un diámetro de un segundo extremo del orificio, en donde el diámetro del primer extremo del orificio es mayor que 500 mm para permitir el acceso del hombro; y  
un ensamblaje de bobina de gradiente dispuesto alrededor del orificio, el ensamblaje de bobina de gradiente tiene al menos una sección troncocónica que se ajusta sustancialmente a la al menos una porción troncocónica del cuerpo de gradiente, el ensamblaje de bobina de gradiente está configurado para generar campos de gradiente en un Diámetro de Volumen Esférico (DSV) para la formación de imágenes médicas, caracterizado porque el ensamblaje de bobina de gradiente incluye dos secciones troncocónicas y un ángulo de una primera de las dos secciones troncocónicas está entre 0 y 10 grados y un ángulo de la segunda de las dos secciones troncocónicas está entre 5 y 30 grados con respecto a un eje longitudinal del cuerpo de gradiente, en donde el orificio comprende dos secciones troncocónicas correspondientes a las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente y una longitud de la segunda de las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente es mayor que una longitud de la primera de las dos secciones troncocónicas del ensamblaje de bobina de gradiente para aumentar la eficiencia y linealidad del gradiente de campo magnético.

2. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde una primera porción cilíndrica del cuerpo de gradiente que tiene un diámetro colinda con una segunda porción cilíndrica del cuerpo de gradiente que tiene un diámetro, en donde el diámetro de la primera porción cilíndrica del cuerpo de gradiente es mayor que el diámetro de la segunda porción cilíndrica del cuerpo de gradiente.

3. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el ensamblaje de bobina de gradiente comprende:

una estructura de bobina primaria que tiene al menos una sección sustancialmente troncocónica, en donde la estructura de bobina primaria comprende segmentos de bobina primaria primero, segundo y tercero dispuestos para generar tres campos de gradiente primario lineales ortogonales en la región DSV, en donde el primer segmento de bobina primaria está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo de un eje z, el segundo segmento de bobina primaria está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo de un eje x y el tercer segmento de bobina primaria está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo de un eje y, en donde el primer segmento de bobina primaria comprende una bobina axial que genera un primer campo de gradiente primario a lo largo de un eje longitudinal que corresponde al eje z, y en donde el segundo y tercer segmentos de bobina primaria comprenden cada uno una bobina transversal girada 90 grados entre sí, generando así un segundo y tercer campo de gradiente primario ortogonal entre sí y el primer campo de gradiente primario; y una estructura de capa de blindaje que tiene al menos una sección sustancialmente troncocónica correspondiente a la al menos una sección troncocónica de la estructura de bobina primaria.

4. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 3, en donde la estructura de capa de blindaje comprende un primer, segundo y tercer segmento de bobina de blindaje, y en donde cada uno de los segmentos de bobina de la estructura de capa de blindaje está dispuesto para generar un campo de gradiente ortogonal opuesto al campo de gradiente generado por un segmento correspondiente de la estructura de bobina primaria, protegiendo así activamente los campos de gradiente primario y reduciendo las corrientes de Foucault en un imán y en la DSV, en donde el primer segmento de bobina de blindaje está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo del eje x, el segundo segmento de bobina primaria está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo del eje y y el tercer segmento de bobina primaria está dispuesto para generar un campo de gradiente a lo largo del eje z.

5. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en donde la estructura de capa de blindaje se proporciona alrededor de la estructura de bobina primaria y se extiende sustancialmente a lo largo de una longitud axial del orificio, y en donde un diámetro de cada uno de los segmentos de bobina de blindaje es mayor que un diámetro de cualquiera de los segmentos de bobina primaria.

6. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3-5, en donde las bobinas de la estructura de bobina primaria y las bobinas respectivas de la estructura de capa de blindaje están configuradas para transportar corriente eléctrica en direcciones opuestas.

7. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el sistema comprende además

- una o más cavidades de cuña y una porción de cuña ubicada en cada cavidad de cuña, por lo que durante el uso las porciones de cuña están configuradas para ajustar pasivamente la DSV para lograr un nivel de homogeneidad de campo predeterminado ( $B_0$ ), en donde cada segmento de bobina primario del ensamblaje de bobina de gradiente tiene una cavidad de cuña asociada y una porción de cuña que tiene una forma que se ajusta a una forma del segmento de bobina primaria.
- 5
8. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el sistema comprende además uno o más dispositivos de acuífamiento magnético activo.
- 10
9. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, en donde los segmentos de bobina de la estructura de bobina primaria están dispuestos en el siguiente orden desde adyacente al orificio hasta adyacente a la estructura de capa de blindaje: el primer segmento de bobina primaria, el segundo segmento de bobina primaria y el tercer segmento de bobina primaria y los segmentos de bobina de la estructura de capa de blindaje están dispuestos en el siguiente orden desde adyacente a la capa de bobina primaria hasta adyacente a un imán que rodea el ensamblaje de bobina de gradiente: el primer segmento de bobina de blindaje, el segundo segmento de bobina de blindaje y el tercer segmento de bobina de blindaje.
- 15
10. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el ensamblaje de bobina de gradiente comprende secciones cilíndricas de tres pasos, en donde cada sección cilíndrica tiene un diámetro diferente, y en donde el orificio comprende secciones cilíndricas de tres pasos que se ajustan a la sección cilíndrica de tres pasos del ensamblaje de bobina de gradiente, y en donde el ensamblaje de bobina de gradiente comprende una sección troncocónica que se extiende entre dos de las secciones cilíndricas.
- 20
11. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el sistema de bobina de gradiente comprende además una o más bobinas de radiofrecuencia (RF) que están ubicadas entre el ensamblaje de bobina de gradiente y el orificio, en donde las bobinas de RF son troncocónicas y/o cilíndricas que se ajustan a una forma del orificio y las bobinas de RF están ubicadas en una superficie interna del cuerpo de gradiente que rodea el orificio.
- 25
12. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la DSV tiene un diámetro de 300 mm.
- 30
13. El sistema de bobina de gradiente de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cuerpo de gradiente es adecuado para ubicarse dentro de una cámara de un imán.

DIBUJOS

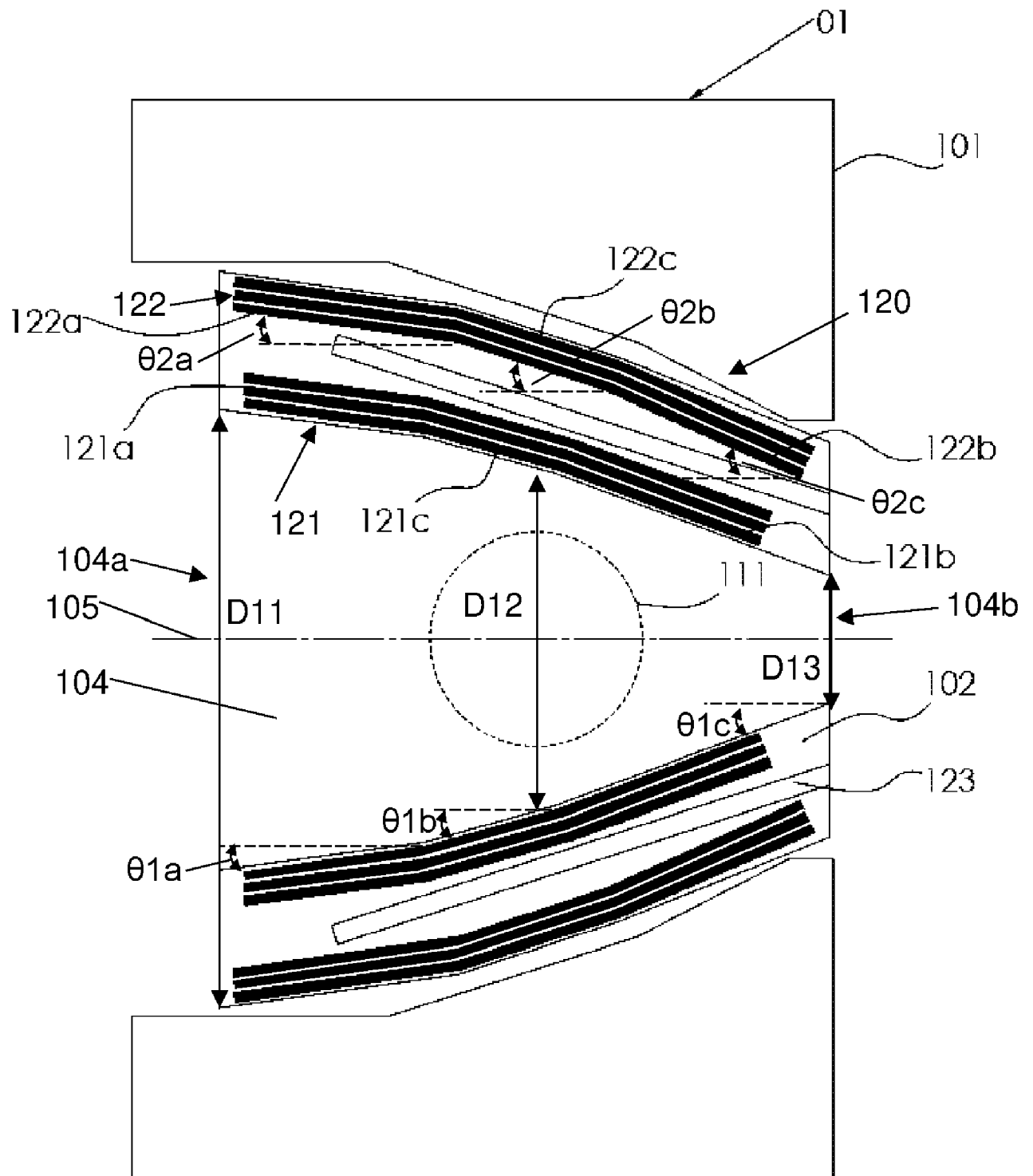


FIG. 1

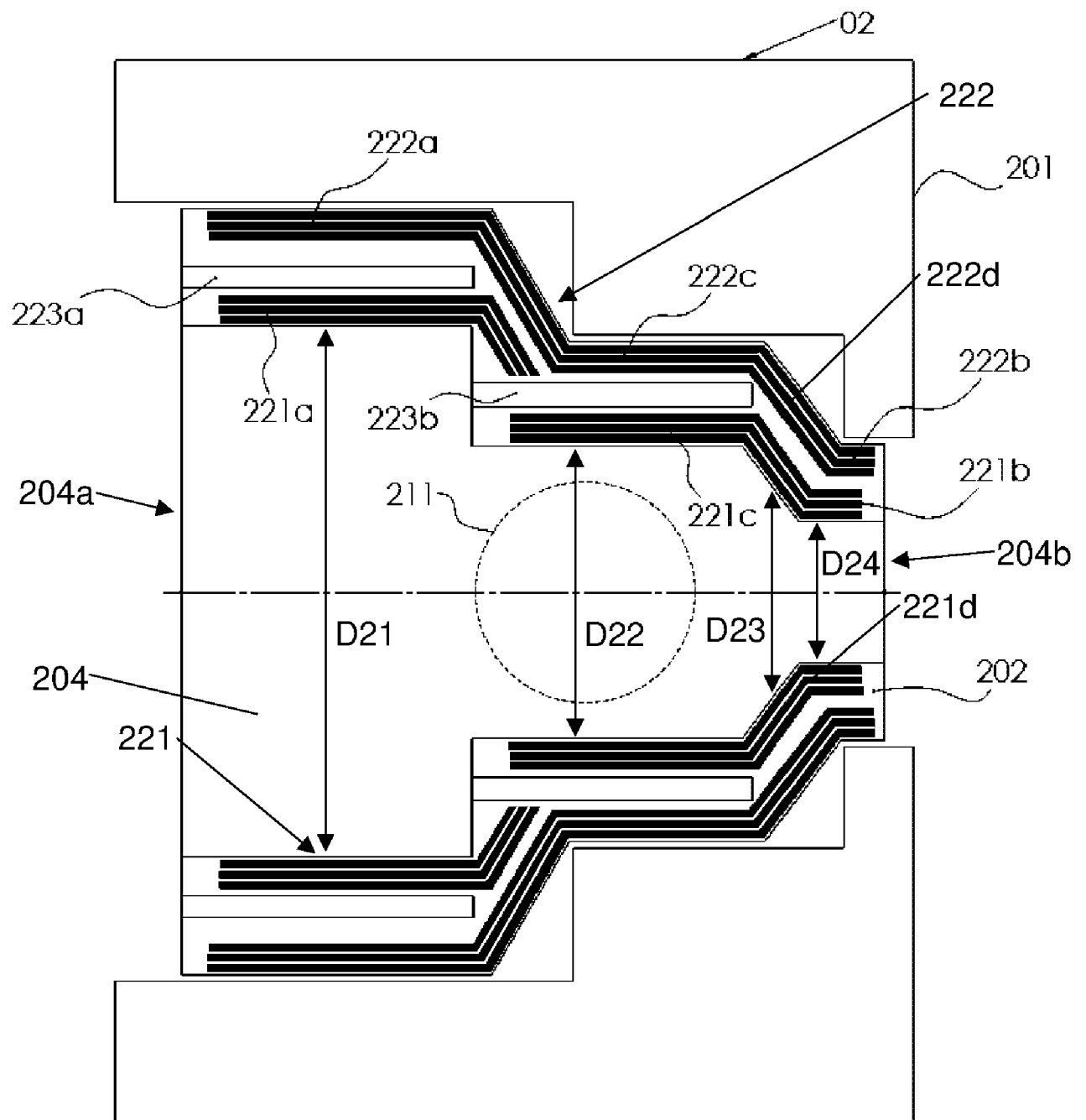


FIG. 2

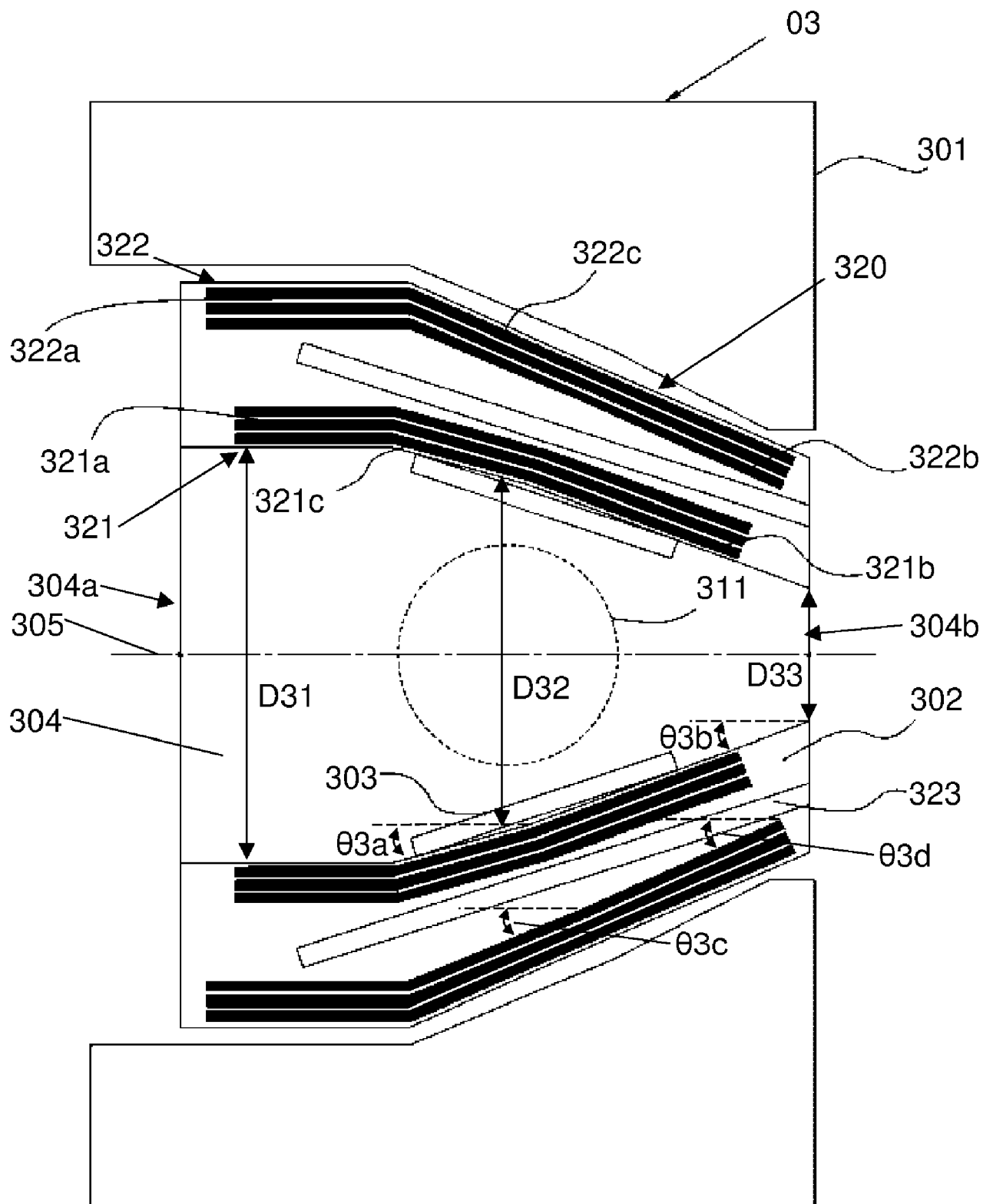


FIG. 3

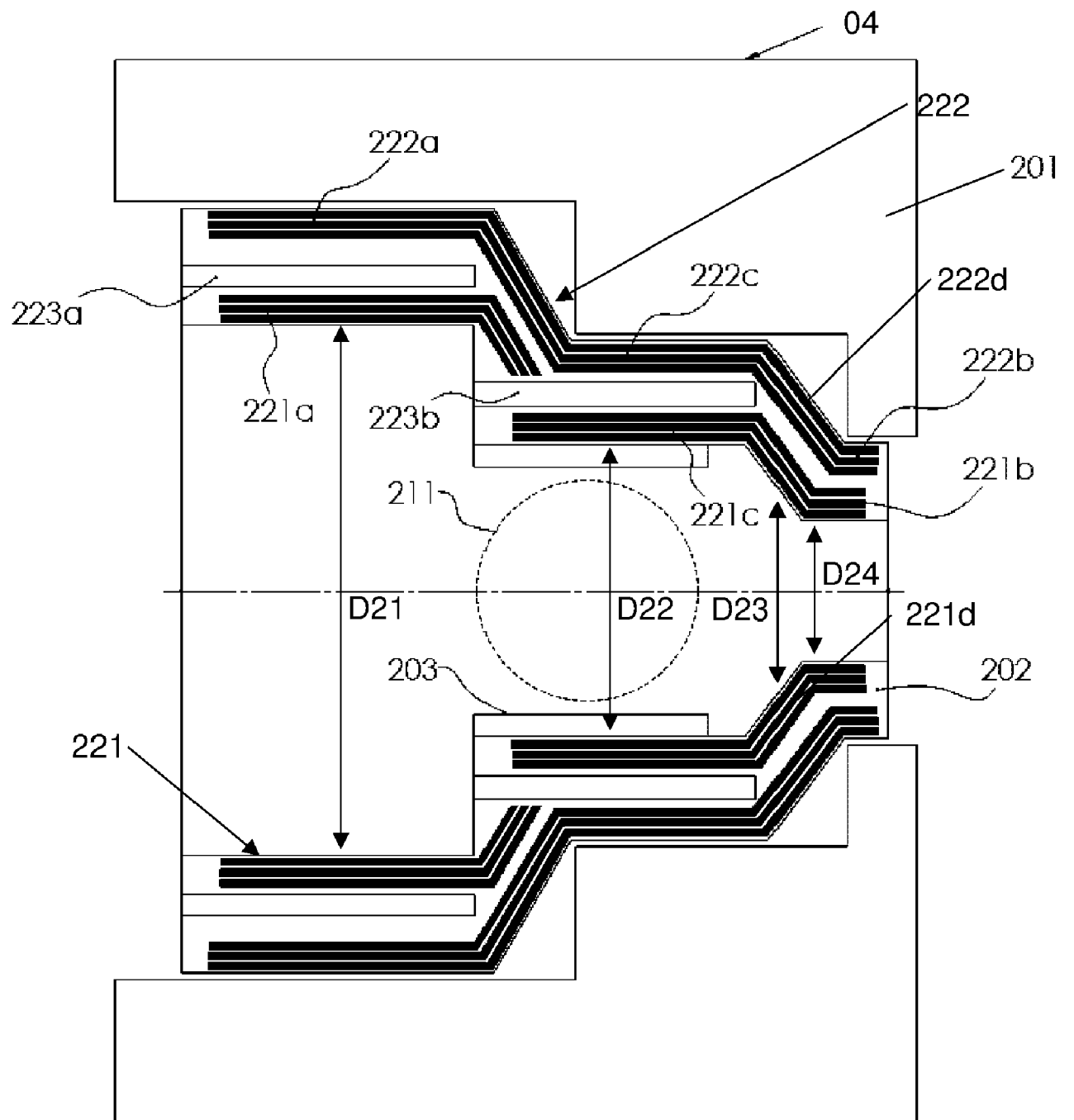


FIG. 4

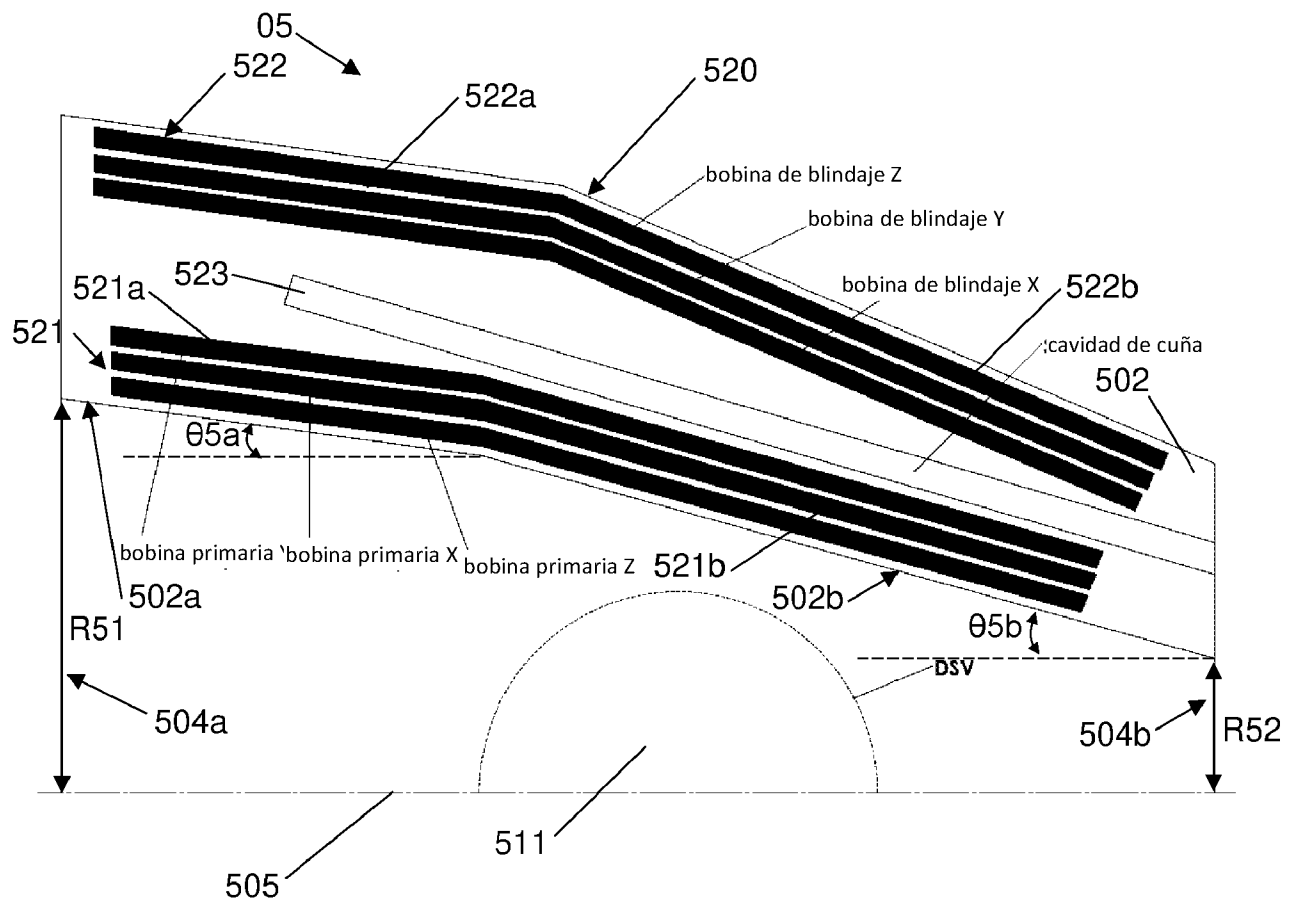


FIG. 5

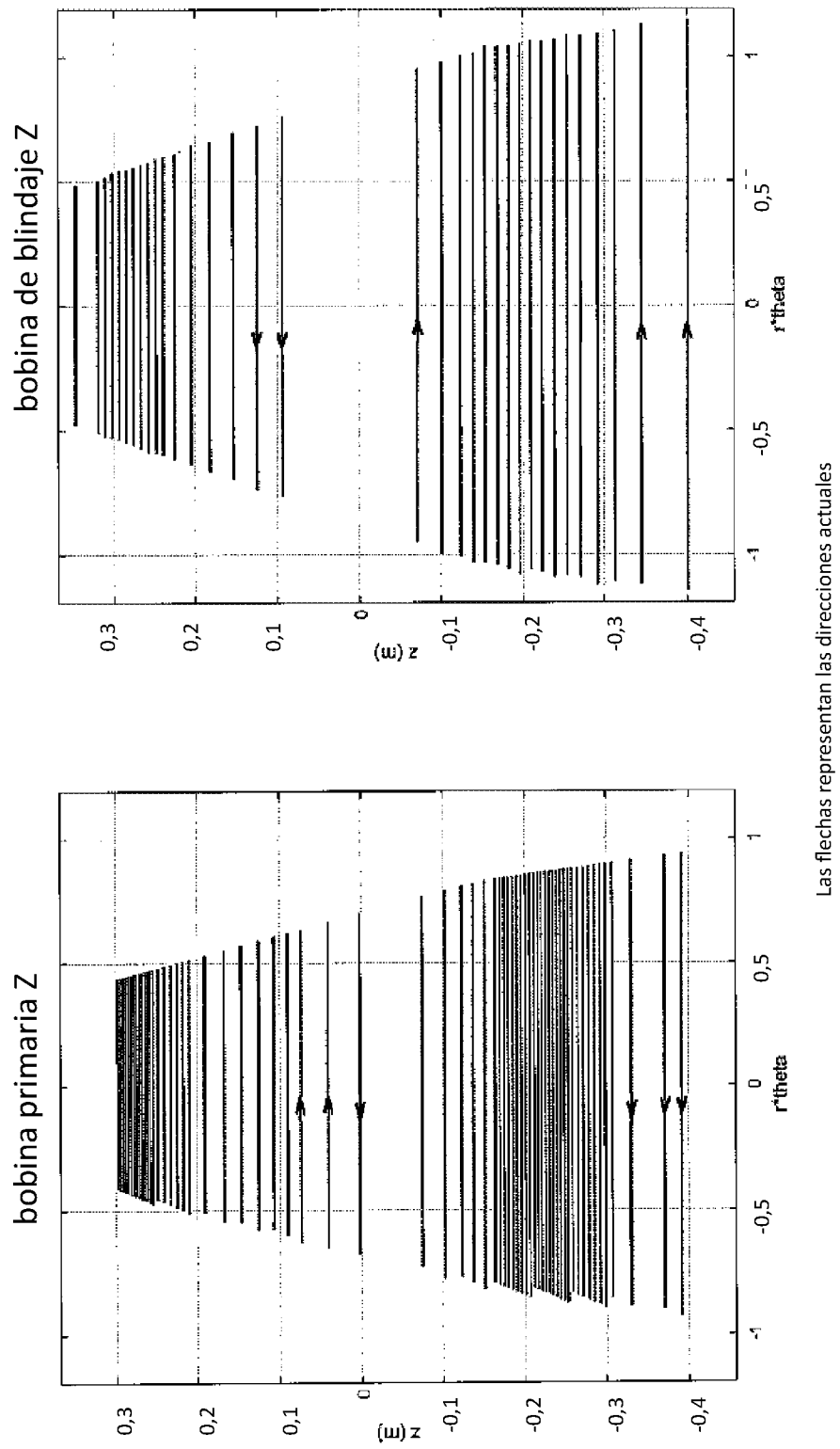


FIG. 6

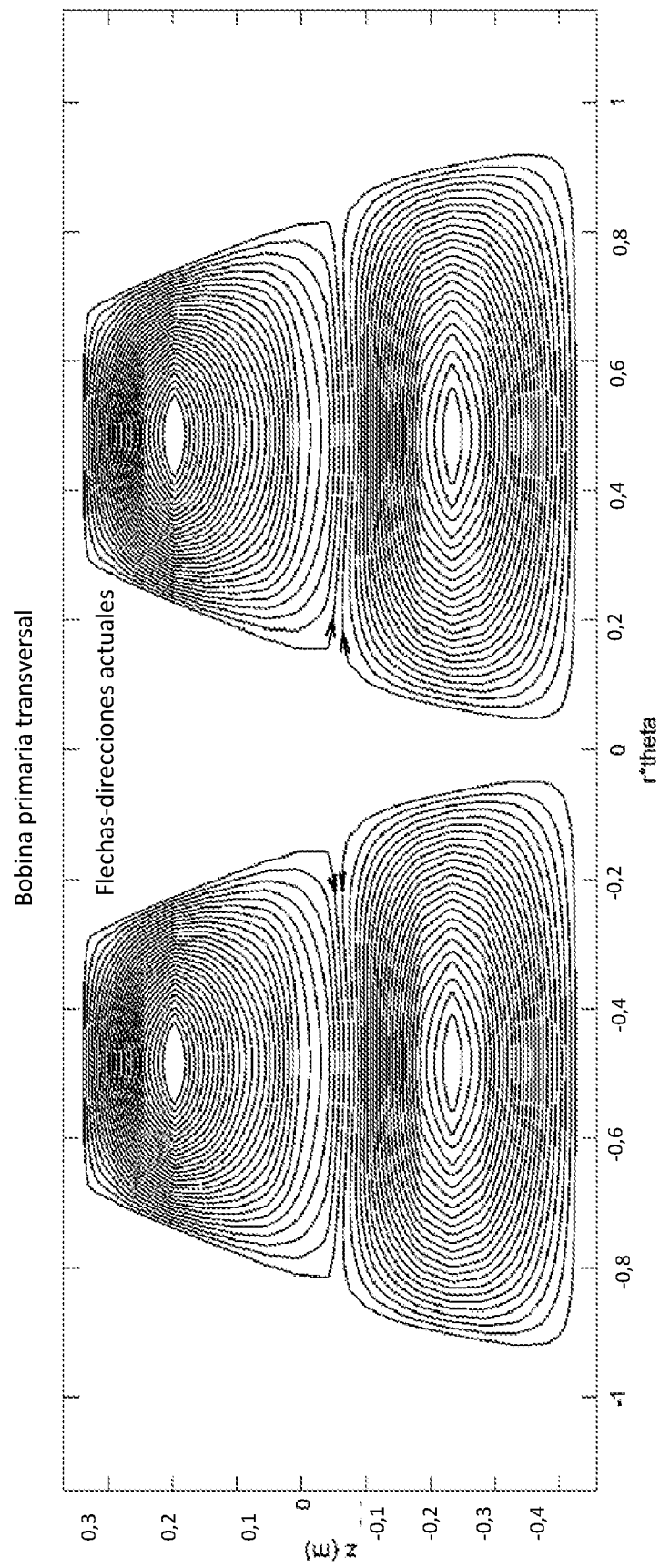


FIG. 7a

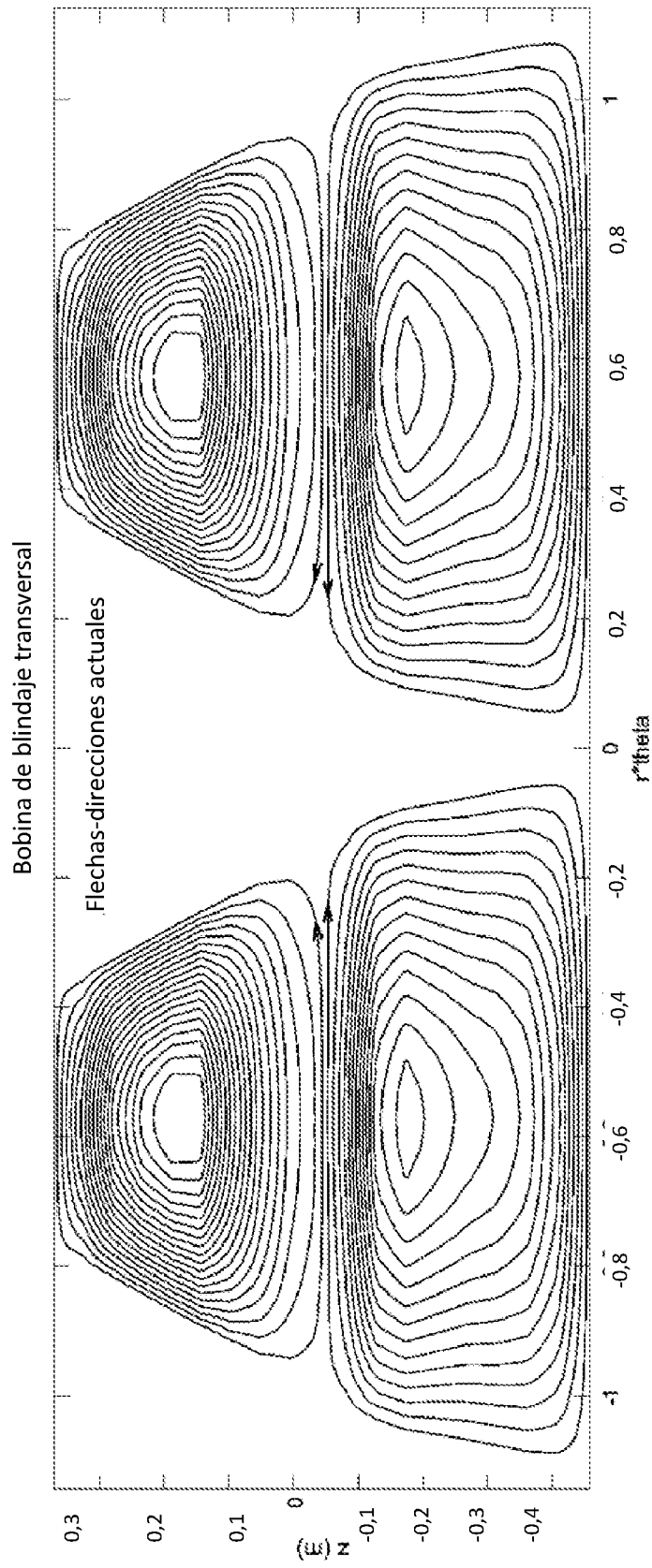


FIG. 7b

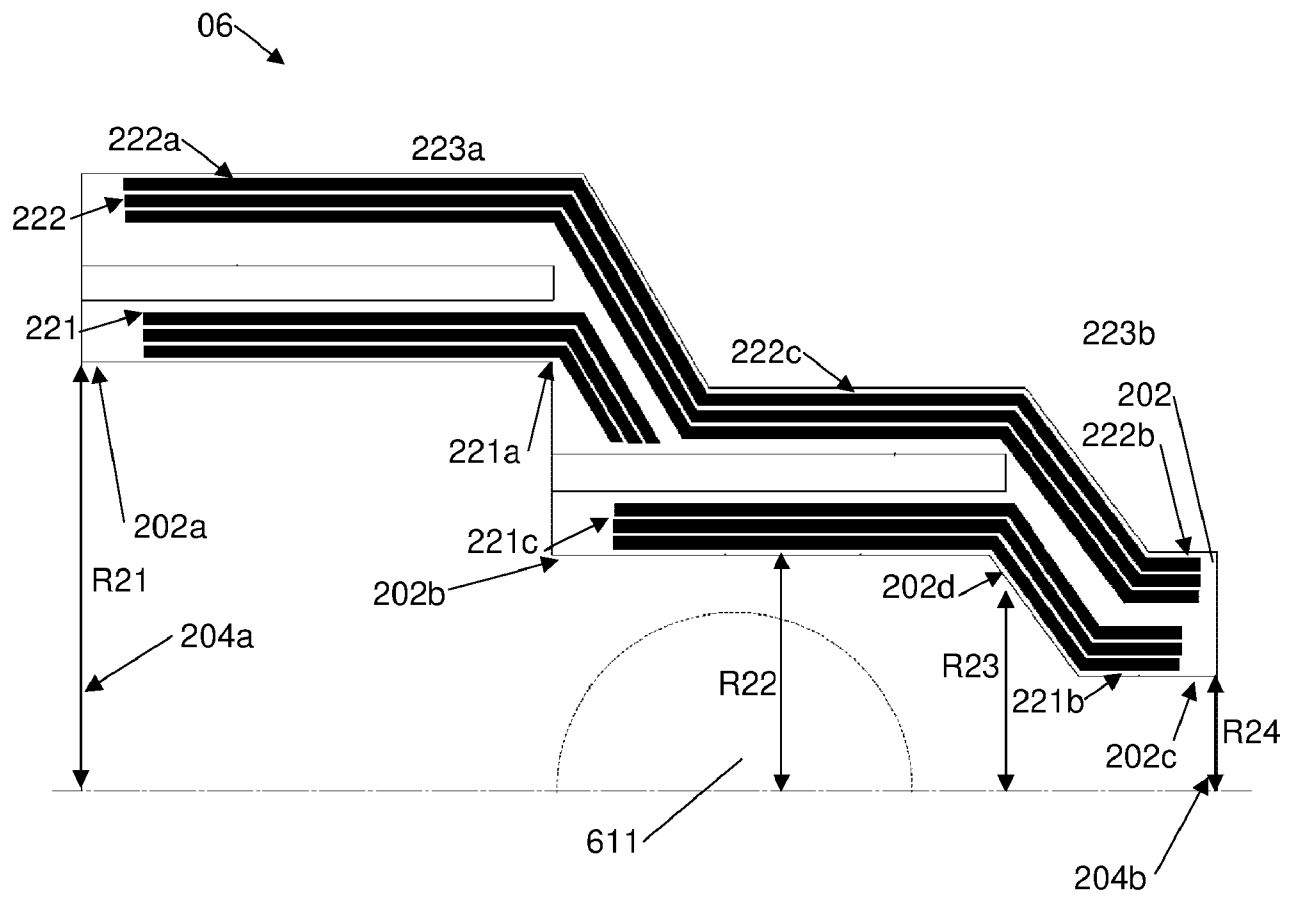
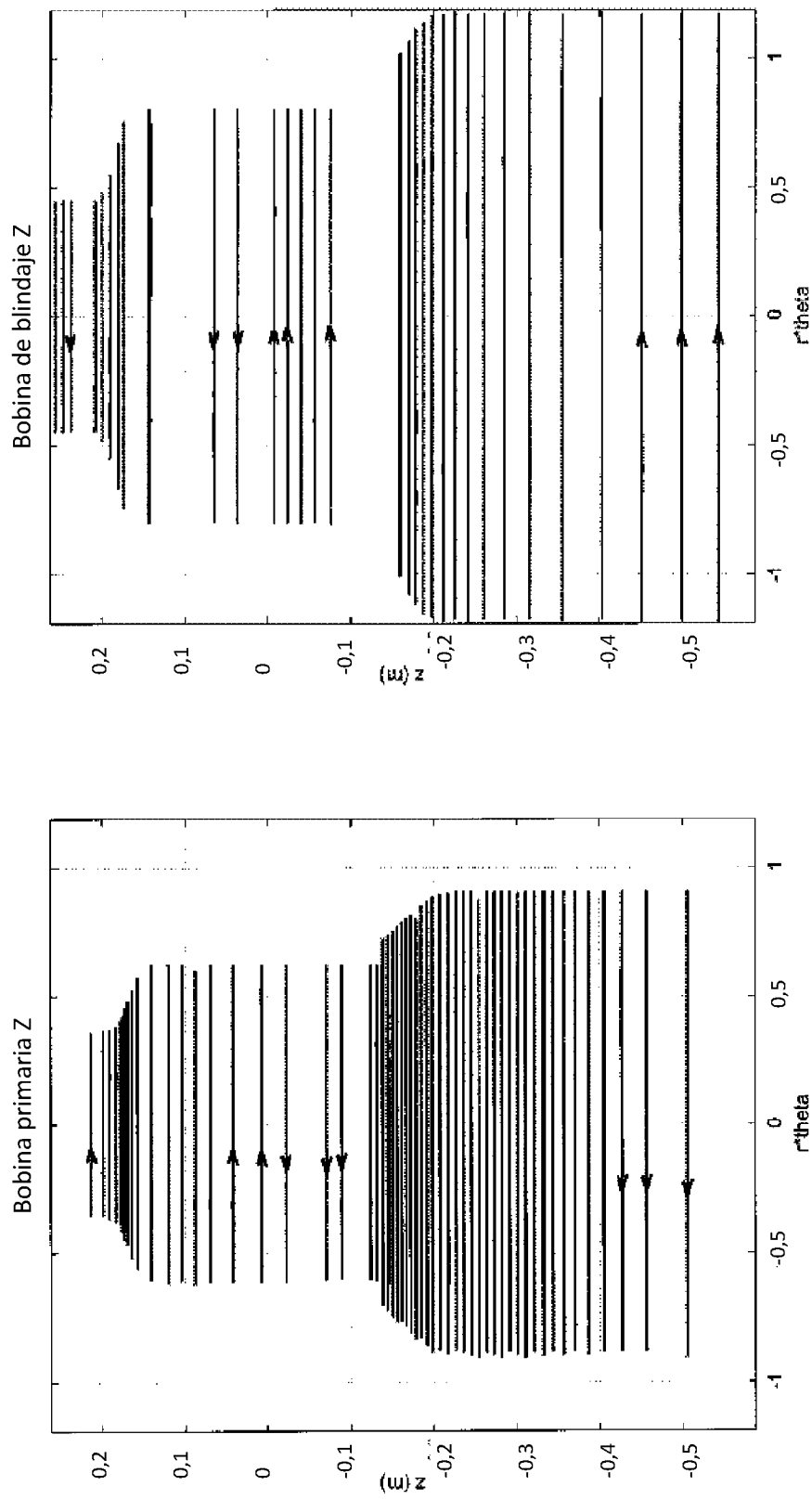


FIG. 8



Las flechas representan las direcciones actuales

FIG. 9

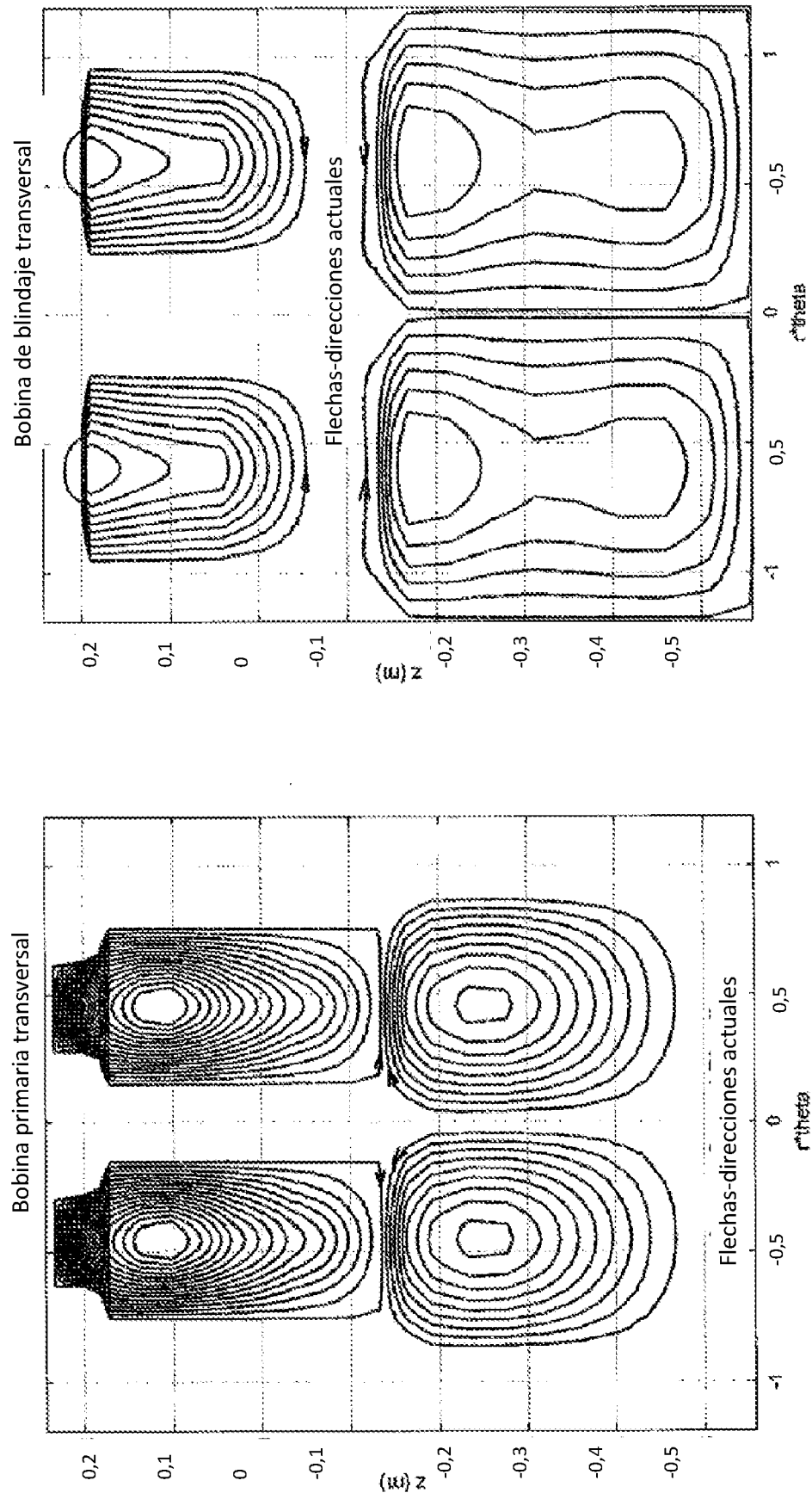


FIG. 10