

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 869 906**

51 Int. Cl.:

G01R 33/36 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

H01Q 15/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.11.2015 PCT/RU2015/000746**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.01.2017 WO17007365**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.11.2015 E 15897827 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.02.2021 EP 3318188**

54 Título: **Máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética**

30 Prioridad:

03.07.2015 RU 2015126987

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

26.10.2021

73 Titular/es:

**SAINT PETERSBURG NATIONAL RESEARCH
UNIVERSITY OF INFORMATION TECHNOLOGIES,
MECHANICS AND OPTICS (ITMO UNIVERSITY)
(100.0%)**

**Kronverksky pr. 49
St. Petersburg 197101, RU**

72 Inventor/es:

**SLOBOZHANYUK, ALEXEY PETROVICH;
PODDUBNYJ, ALEKSANDR NIKITICH y
BELOV, PAVEL ALEKSANDROVICH**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 869 906 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

Máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética

5 Campo técnico

La presente invención se refiere al campo de los exámenes de diagnóstico médico y se puede utilizar en la obtención de imágenes por resonancia magnética (RM) y en espectroscopia por resonancia magnética (ERM) para mejorar la calidad del examen de diagnóstico de órganos internos humanos y animales.

10

Técnica anterior

En la actualidad, la resonancia magnética es uno de los métodos que más información aportan para explorar los órganos internos de un ser humano. La calidad de una imagen de RM y el tamaño del área del paciente que se está examinando dependen de la magnitud de inducción del campo magnético en el que se coloca al paciente, y también se caracteriza por la magnitud de la proporción señal-ruido, que depende, en parte, de los parámetros de las bobinas de radiofrecuencia (RF) que se utilizan para irradiar el área que se está examinando mediante impulsos de RF y, posteriormente, para recibir la señal de RF.

15

20

El nivel de la señal en una máquina de RM depende de la fuerza del campo magnético estático del sistema. Durante las últimas dos décadas, se han utilizado máquinas de obtención de imágenes de campo bajo, que operan con un campo estático de 1,5 teslas o menos. Los sistemas de alto campo desarrollados recientemente con un campo estático de 3 teslas ya se están utilizando con éxito en muchos hospitales de Rusia y en todo el mundo. Las máquinas de RM de campo ultra alto, que utilizan un campo estático que sobrepasa los 3 teslas, solo se permiten para la investigación científica y actualmente no pueden utilizarse para el escaneado generalizado de pacientes. Un campo magnético estático más elevado permite mejorar significativamente las características de una máquina de obtención de imágenes, que está relacionado con el hecho de que cuanto mayor sea la fuerza del campo estático, mayor serán la frecuencia operativa y la proporción señal-ruido [E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson y R. Venkatesan, *Magnetic Resonance Imaging: Principles and Sequence Design*, (Wiley, 1999)]. La relación entre la proporción señal-ruido y los parámetros de RF en la resonancia magnética se determina, aproximadamente, de la siguiente manera:

25

30

$$\text{SNR} \sim \frac{f^2 |(\sin(B_1^+ \gamma \tau) B_1^-)|}{(\sqrt{P_{\text{abs}}})}$$

35

donde γ es la proporción giromagnética, f es la frecuencia de la señal de RF, τ es la duración del impulso de RF, B_1^+ es la amplitud del campo magnético de RF, creado por una fuente, siendo dicha amplitud responsable del ángulo de inclinación del vector de magnetización total para una determinada secuencia de impulsos, B_1^- denota la sensibilidad de la bobina receptora, mientras que P_{abs} es la potencia total absorbida por la muestra.

40

El aumento de la proporción señal-ruido de importancia crucial hace posible obtener un nivel suficiente de señal a partir de un volumen codificado de tamaño mucho más pequeño (aumentando la resolución de la imagen) u obtener una imagen de la misma calidad, pero mucho más rápido en virtud del hecho de que no es necesario acumular la señal [J. M. Theysohn, O. Kraff, S. Maderwald, M. Schlamann, A. de Greiff, M. Forsting, S. Ladd, M. Ladd y E. Gizewski, *Hippocampus* 19, 1 (2009)].

45

No obstante, el uso de máquinas de RM de campo alto está asociado a una serie de problemas: 1) Debido al pequeño volumen de datos obtenidos, el efecto de las máquinas de RM de campo ultra alto en el cuerpo humano no se ha estudiado y aparecen muchos efectos adversos (por ejemplo: mareos y náuseas) cuando se coloca a un paciente en una máquina de RM con una intensidad de campo de 3 teslas. [R. J. Stafford, *Medical Physics* 32, 2077 (2005)]; 2) muchos pacientes con diferentes implantes pueden someterse a escaneado en máquinas de obtención de imágenes que tengan una fuerza de 1,5 teslas, pero tienen prohibido el escaneado en máquinas de obtención de imágenes de 3 teslas [E. Kanal, A. J. Barkovich, C. Bell, *et al.*, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 37, 501 (2013)]. Por esta razón, mejorar las características de las máquinas de RM de campo bajo (en particular, aumentar la proporción señal-ruido) es un problema de importancia crítica.

50

55

El problema de garantizar la seguridad en las máquinas de RM se determina principalmente calculando el coeficiente de absorción específica, que indica la cantidad de energía electromagnética absorbida y, en consecuencia, el riesgo de calentamiento de los tejidos como resultado del uso de impulsos de RF, que son necesarios para obtener una señal de RM. El coeficiente de absorción específica es proporcional al cuadrado de la amplitud del campo eléctrico inducido. En realidad, es extremadamente importante minimizar el campo eléctrico de RF en el área que rodea al paciente.

60

La eficiencia de las bobinas de RF se puede aumentar mediante el uso de placas dieléctricas con alta permitividad dieléctrica. En el artículo [Q. X. Yang, J. Wang, J. Wang, C. M. Collins, C. Wang, M. B. Smith, *Magn. Reson. Med.*

65, 358 (2011)) se ha demostrado que un material con alta permitividad dieléctrica, colocado entre las bobinas de RF y un sujeto, es capaz de aumentar el campo magnético de RF. Las desventajas de una solución técnica de este tipo incluyen la magnitud relativamente débil de la amplificación general, que se debe a la naturaleza no resonante de las placas, así como a la amplificación del campo eléctrico alrededor del paciente.

La posibilidad de redistribuir un campo magnético de RF se describe en el artículo [M. J. Freire, R. Marques, y L. Jelinek, *Appl. Phys. Lett.* 93, 231108 (2008)]. Dicho artículo muestra que es posible desarrollar lentes especiales fabricadas con un metamaterial, teniendo dichas lentes una permeabilidad magnética negativa $\mu = -1$ a una frecuencia operativa de una máquina de obtención de imágenes por RM de 1,5 teslas. Estos tipos de lentes son capaces de transmitir la distribución del campo de RF, presente en el plano detrás de la lente, a cualquier otro plano equivalente frente a dicha lente, sin pérdida de señal. Por otra parte, dicho artículo muestra que las lentes fabricadas con metamateriales pueden utilizarse como dispositivos de interfaz entre una bobina de RF y una muestra. Las desventajas de este tipo de lentes hechas con un metamaterial incluyen la existencia de pérdidas por la influencia del sustrato y los componentes electrónicos; por tanto, una lente de metamaterial solo se puede utilizar si se mantienen ciertas distancias entre la bobina y la muestra. Así mismo, la distribución del campo magnético en el área alrededor del sujeto explorado es relativamente desigual debido a la resolución de la estructura. Por otra parte, se generan picos de campo eléctrico local en los espacios entre los elementos de la lente.

La solución técnica más reciente, aceptada como técnica anterior, es una máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética con un amplificador de señal (patente CN102709705, publicada el 03/10/2012), que consiste en una fuente de campo magnético continuo, una unidad para generar un campo magnético gradiente, un generador de impulsos de radiofrecuencia, un dispositivo receptor, así como un amplificador de campo electromagnético, proporcionado en forma de metamaterial, situado entre el sujeto explorado y la bobina receptora de RF. El metamaterial comprende una estructura creada artificialmente, que consiste en al menos una capa, capa que consiste en módulos elementales. Los módulos de microestructura mencionados anteriormente consisten en alambres metálicos, fabricados con un metal no magnético, sobre un sustrato dieléctrico. Las desventajas de dicho dispositivo incluyen pérdidas disipativas agudas que están asociadas con la resonancia en los módulos elementales que han sido impresos, incluso sobre un material de sustrato fabricado con polímero FR4, así como la posición fija del dispositivo entre el sujeto explorado y la bobina receptora de la máquina de obtención de imágenes, lo que limita los tipos de escaneado por resonancia magnética que se pueden realizar. Por otra parte, el metamaterial descrito en esta patente, así como sus modificaciones descritas en las patentes de los mismos autores (patente CN103296465, publicada el 11/09/2013; patente CN103296446, publicada el 11/09/2013), no permiten monitorizar por completo las distribuciones de campo eléctrico de RF, lo que puede provocar daños en el sujeto explorado.

El documento de A. P. Slobozhanyuk, *et al.*, "An Endoscope Based on Extremely Anisotropic Metamaterials for Applications in Magnetic Resonance Imaging", *Journal of Communications technology and electronics*, vol. 59, n.º 6, describe la posibilidad de transferencia de la distribución espacial del campo magnético de RF de la zona cercana, registrado por las bobinas receptoras durante la obtención de imágenes por resonancia magnética, con el uso de un endoscopio diseñado a partir de un metamaterial extremadamente anisotrópico. Se estudian teóricamente las posibilidades del endoscopio para la transferencia sin distorsiones de la distribución espacial del campo magnético alterno a través de distancias significativas y se describe la transferencia de diferentes distribuciones de campo espacial desde el isocentro del tomógrafo a la región de campo magnético estático débil.

Sumario de la invención

El problema que pretende resolver la invención propuesta es aumentar la sensibilidad de las máquinas de obtención de imágenes por resonancia magnética y aumentar la seguridad del paciente, así como mejorar la calidad de las imágenes obtenidas.

El problema en cuestión se resuelve consiguiendo un resultado técnico, que conlleva la redistribución de campos eléctricos y magnéticos de radiofrecuencia, lo que da como resultado que se minimice el nivel del campo eléctrico de radiofrecuencia en el área alrededor del paciente y que aumente el nivel del campo magnético de radiofrecuencia.

El resultado técnico indicado se consigue con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de acuerdo con la reivindicación 1. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética comprende una región de obtención de imágenes dispuesta para recibir un objeto; un generador de una señal de radiofrecuencia, RF, que tiene una longitud de onda; una fuente de campo magnético estático; una unidad para formar un campo magnético gradiente; un dispositivo para recibir señales de RF; y un dispositivo de metamaterial acoplado a la señal de radiofrecuencia, RF, en donde el dispositivo de metamaterial se coloca cerca del dispositivo para recibir señales de RF, comprendiendo el dispositivo de metamaterial: una pluralidad de conductores extendidos, cada uno de los cuales tiene una longitud respectiva que cumple una condición de resonancia de media onda a la longitud de onda de la señal de RF en el dispositivo de metamaterial, estando configurado el dispositivo de metamaterial para aumentar localmente la fuerza del campo magnético de la señal de RF a la longitud de onda, en donde las longitudes respectivas de la pluralidad de conductores extendidos tienen un valor promedio entre 0,4 y 0,6 veces la longitud de onda, en donde cada uno de la pluralidad de conductores extendidos tiene una dimensión de sección transversal respectiva y las dimensiones de sección transversal respectivas tienen un valor promedio entre 0,00001

y 0,01 veces la longitud de onda, en donde la pluralidad de conductores extendidos se colocan entre sí a distancias que tienen un valor promedio entre 0,001 y 0,1 veces la longitud de onda, en donde los conductores extendidos están fabricados a partir de un metal no magnético, en donde los conductores extendidos de la pluralidad de conductores extendidos están aislados entre sí, en donde al menos parte de los conductores extendidos del dispositivo de metamaterial se encuentra dentro de un material dieléctrico, en donde el material dieléctrico tiene una permitividad dieléctrica promedio ϵ mayor de 60.

Las secciones de extremo de los conductores pueden tener la capacidad de enfriarse. El conjunto de conductores puede colocarse sobre una superficie plana o cilíndrica.

La producción del metamaterial en forma de un conjunto de conductores extendidos orientados ventajosamente, que están aislados los unos de los otros, cuya longitud promedio, L , se encuentra dentro del rango de $0,4 \lambda < L < 0,6 \lambda$, donde λ es la longitud de onda de la señal de radiofrecuencia en el metamaterial, cumple con el requisito de un resonador, cuya longitud cumple con el requisito de la aparición de resonancia de media onda a la frecuencia operativa de una máquina de obtención de imágenes por RM específica. En particular, en dicha resonancia, el campo electromagnético cercano al resonador está distribuido espacialmente de tal manera que un nodo de campo eléctrico (punto cero) está ubicado en el centro, coincidiendo dicho nodo con el antinodo del campo magnético (pico). En virtud de dicha distribución del campo electromagnético, se reduce el coeficiente de absorción específica de energía de los impulsos de radiofrecuencia de la bobina, por lo tanto, el sujeto explorado, ubicado cerca del centro, no experimenta prácticamente calentamiento, mientras que la amplificación local del campo magnético de RF en esta área permite mejorar la sensibilidad de las bobinas de RF y, de esta manera, aumentar la proporción señal-ruido, habiendo disminuido el nivel de irradiación del paciente como resultado de la disminución del nivel del campo eléctrico.

La ventajosa orientación de los conductores, encontrándose la distancia entre ellos en el rango de $0,001 A < S < 0,1 A$, permite generar un campo magnético de RF uniformemente distribuido en el área espacial alrededor del sujeto explorado. El límite inferior de esta distancia se determina en función de consideraciones prácticas. La desviación de la desigualdad del campo magnético de RF genera varios niveles de señal, obtenidos a partir de varias secciones de un mismo material, lo que deriva en la aparición de desigualdad en las imágenes del sujeto explorado.

El cumplimiento del valor promedio de las dimensiones transversales de los conductores con el requisito $0,00001 \lambda < D < 0,01 \lambda$ hace posible obtener un valor mayor de la proporción señal-ruido aumentando el factor Q del resonador. Cuanto mayor sea el factor Q del resonador, mayor será la amplitud de campo del modo de resonador correspondiente y menores serán las pérdidas. Esto último permite conseguir una mayor amplitud del campo magnético de RF y, por lo tanto, aumentar la proporción señal-ruido.

Para garantizar la seguridad del paciente, los conductores de metamaterial se fabrican con un metal no magnético, ya que las máquinas de RM utilizan un potente campo magnético estático que, cuando entra en contacto con varios compuestos metálicos, puede provocar un efecto "de arrastre" (una atracción rápida de objetos hacia el centro del tubo de RM). Por otra parte, el metal no magnético no modifica el campo magnético estático y, por ello, no provoca distorsiones de las imágenes de RM obtenidas.

Los conductores se pueden colocar parcialmente en un dieléctrico, de tal manera que solo los extremos de los conductores (áreas espaciales donde se sitúan los picos de campo eléctrico) están ubicados dentro del dieléctrico, lo que permite modificar el campo electromagnético de tal manera que el campo eléctrico de RF sea atraído hacia el material con mayor valor de permitividad dieléctrica, como resultado del hecho de que el dieléctrico actúa como un condensador y, además, redistribuye los campos circundantes. Este hecho permite ampliar aún más la zona segura utilizando un valor de campo eléctrico mínimo, hasta cualquier tamaño deseado. La investigación ha demostrado que el mejor resultado se consigue si los bordes de los conductores se colocan en el dieléctrico de manera que la longitud promedio de las áreas ocupadas por el dieléctrico, L_e , fabricado con un material con permitividad dieléctrica promedio ϵ en el rango de $60 < \epsilon < 100$, cumpla con el requisito $0,04 L < L_e < 0,12 L$.

El diseño del dispositivo con enfriamiento parcial o completo de los conductores permite evitar un calentamiento no deseado del metamaterial debido a corrientes oscilantes de gran amplitud, provocadas por los impulsos de RF de alta potencia que golpean los conductores.

El posicionamiento del metamaterial en superficies planas o cilíndricas depende de dónde, es decir, en qué área específica de la máquina de obtención de imágenes es necesario realizar una amplificación del campo magnético de RF, como resultado de lo cual aumenta la magnitud de la proporción señal-ruido. Durante la exploración de sujetos planos (por ejemplo, la palma de una mano o la planta de un pie), una superficie plana será más adecuada para una amplificación uniforme de la señal en esta área. No obstante, durante la exploración de sujetos curvos (por ejemplo, una cabeza o un tronco) es preferible que los conductores se coloquen sobre superficies cilíndricas, lo que permite amplificar uniformemente la señal en el área explorada.

Sumario de figuras del dibujo

El carácter técnico de la invención reivindicada se ilustra mediante las figuras. La figura 1 muestra el diseño principal de una máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética; la figura 2 muestra una de las realizaciones específicas de un amplificador fabricado con metamaterial; la figura 3 muestra la proporción señal-ruido medida en la máquina de obtención de imágenes, a) sin el amplificador de campo electromagnético, proporcionado en forma de metamaterial, y b) con dicho amplificador.

La máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética (figura 1) comprende una fuente de campo magnético continuo 1, un generador de impulsos de radiofrecuencia 2, una unidad para generar un campo magnético gradiente 3, un dispositivo para recibir señales de radiofrecuencia 4, así como un amplificador de campo electromagnético 5, proporcionado en forma de metamaterial.

En la figura 2 se muestra una de las realizaciones del amplificador de campo electromagnético 5 proporcionado en forma de metamaterial. Los conductores 6 se colocan en paralelo sobre una superficie plana. La longitud promedio de los conductores 6 es igual a $L=0,5 \lambda$, la distancia promedio entre los conductores 6 es $S=0,02 \lambda$, mientras que la sección transversal promedio de los conductores 6 es $D=0,004 \lambda$. El sujeto explorado 7 se coloca sobre el metamaterial y se muestra esquemáticamente como un rectángulo.

Realización de la invención

El dispositivo funciona de la siguiente manera: utilizando una fuente de campo magnético continuo 1, se crea un potente campo magnético estático dentro de una máquina de obtención de imágenes por resonancia magnética, después de lo cual el sujeto explorado 7 se coloca en la máquina de obtención de imágenes. Los momentos magnéticos de los protones del sujeto explorado 7 se alinean en paralelo al campo magnético estático, los protones comienzan a precesar a la frecuencia de Larmor y el sujeto 7 adquiere una magnetización pronunciada. Utilizando la unidad para generar un campo magnético gradiente 3 se crean campos magnéticos adicionales, alterando dichos campos la magnitud del campo magnético continuo con respecto al valor, creada por la fuente de campo magnético continuo 1, haciendo posible codificar la respuesta espectral y espacial de ciertos volúmenes menores del sujeto explorado 7, caracterizándose dichos volúmenes menores por su propio período y frecuencia de precesión de Larmor. A continuación, el sujeto explorado 7 es irradiado con un impulso de RF creado por el generador de impulsos de radiofrecuencia 2. Así mismo, los protones del sujeto explorado 7 absorben la energía de radiación, la frecuencia de precesión de dichos protones correspondiente a la frecuencia de Larmor. Cuando las señales de radiofrecuencia golpean el amplificador de campo electromagnético 5, proporcionado en forma de metamaterial, la redistribución local de los campos de radiofrecuencia se produce cerca del sujeto explorado 7 en virtud del hecho de que la longitud de cada conductor 6 cumple con el requisito de la aparición de resonancia de media onda, donde el campo magnético de RF se amplifica de manera resonante en el área alrededor del sujeto explorado 7, y el campo eléctrico de RF se concentra cerca de los bordes de los conductores 6, a una distancia del sujeto explorado 7. De esta manera, la amplitud del campo magnético de RF del generador 2 se amplifica en el área alrededor del sujeto explorado 7, permitiendo reducir el nivel de potencia del generador de impulsos de radiofrecuencia 2 y obtener la amplitud necesaria del campo magnético de RF en el área alrededor del sujeto explorado 7. Por otra parte, en virtud del hecho de que el metamaterial redistribuye el campo eléctrico de RF a un área espacial a una distancia del sujeto explorado 7, es posible evitar un calentamiento no deseado del sujeto explorado 7.

Una vez que se detiene el impulso de RF, los protones del sujeto explorado 7 comienzan a volver a su estado original, transmitiendo la energía excedente en forma de ondas de RF. Estas ondas se detectan utilizando un dispositivo de recepción de señales de radiofrecuencia 4 y se obtiene una imagen de RM. Cuando los parámetros del campo magnético estático, la frecuencia operativa de la máquina de obtención de imágenes y la amplitud del campo magnético del generador de RF 2 son fijos, la proporción señal-ruido está determinada por la sensibilidad de la RF de recepción del dispositivo receptor 4. El amplificador de campo electromagnético 5, proporcionado en forma de metamaterial, amplifica la sensibilidad del dispositivo receptor de RF 4 como resultado de la amplificación de resonancia del campo magnético de RF, lo que permite aumentar la proporción señal-ruido en la resonancia magnética.

La figura 3 ilustra la proporción señal-ruido medida a) sin amplificador de campo electromagnético 5, proporcionado en forma de metamaterial, y b) con dicho amplificador. La presencia del metamaterial permite amplificar la proporción señal-ruido en un factor de 2,7.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para obtener imágenes de un objeto (7), comprendiendo el sistema:

una región de obtención de imágenes dispuesta para recibir el objeto;
un generador (2) de una señal de radiofrecuencia, RF, que tiene una longitud de onda;
una fuente de campo magnético estático (1);
una unidad para formar un campo magnético gradiente (3);
un dispositivo para recibir señales de RF (4); y
un dispositivo de metamaterial (5) acoplado a la señal de radiofrecuencia, RF, en donde el dispositivo de metamaterial se coloca cerca del dispositivo para recibir señales de RF, comprendiendo el dispositivo de metamaterial:

una pluralidad de conductores extendidos (6), cada uno de los cuales tiene una longitud respectiva que cumple con una condición de resonancia de media onda a la longitud de onda de la señal de RF en el dispositivo de metamaterial, estando configurado el dispositivo de metamaterial para aumentar localmente la fuerza del campo magnético de la señal de RF a la longitud de onda, en donde las longitudes respectivas de la pluralidad de conductores extendidos tienen un valor promedio entre 0,4 y 0,6 veces la longitud de onda, en donde cada uno de la pluralidad de conductores extendidos tiene una dimensión de sección transversal respectiva y las dimensiones de sección transversal respectivas tienen un valor promedio entre 0,00001 y 0,01 veces la longitud de onda, en donde la pluralidad de conductores extendidos se colocan entre sí a distancias que tienen un valor promedio entre 0,001 y 0,1 veces la longitud de onda, en donde los conductores extendidos están fabricados a partir de un metal no magnético, en donde los conductores extendidos de la pluralidad de conductores extendidos están aislados entre sí, en donde al menos parte de los conductores extendidos del dispositivo de metamaterial se encuentra dentro de un material dieléctrico, en donde el material dieléctrico tiene una permitividad dieléctrica promedio ϵ mayor de 60.

2. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de cualquier reivindicación anterior, en donde las secciones de extremo de la pluralidad de conductores extendidos (6) están dispuestas para enfriarse.

3. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de cualquier reivindicación anterior, en donde la pluralidad de conductores extendidos (6) está dispuesta sobre una superficie plana.

4. El sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde la pluralidad de conductores extendidos (6) está dispuesta sobre una superficie cilíndrica.

5. Un método para obtener imágenes de un objeto (7), comprendiendo el método:

proporcionar un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4;
colocar el objeto dentro del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética cerca del dispositivo de metamaterial, en donde la señal de RF comprende un componente de campo magnético de RF y un componente de campo eléctrico de RF;
producir un campo magnético estático en el objeto con la fuente de campo magnético estático (1);
irradiar el objeto con la señal de RF de manera que el dispositivo de metamaterial aumente localmente el componente de campo magnético de RF de la señal de RF en un área del objeto del que se va a obtener la imagen;
recibir, a través del dispositivo para recibir señales de RF (4), una señal de RF de retorno desde el objeto;
obtener una imagen del objeto a partir de la señal de RF de retorno.

6. El método de la reivindicación 5, en donde el dispositivo de metamaterial (5) disminuye localmente el componente de campo eléctrico de RF de la señal electromagnética en el área del objeto (7) del que se va a obtener la imagen.

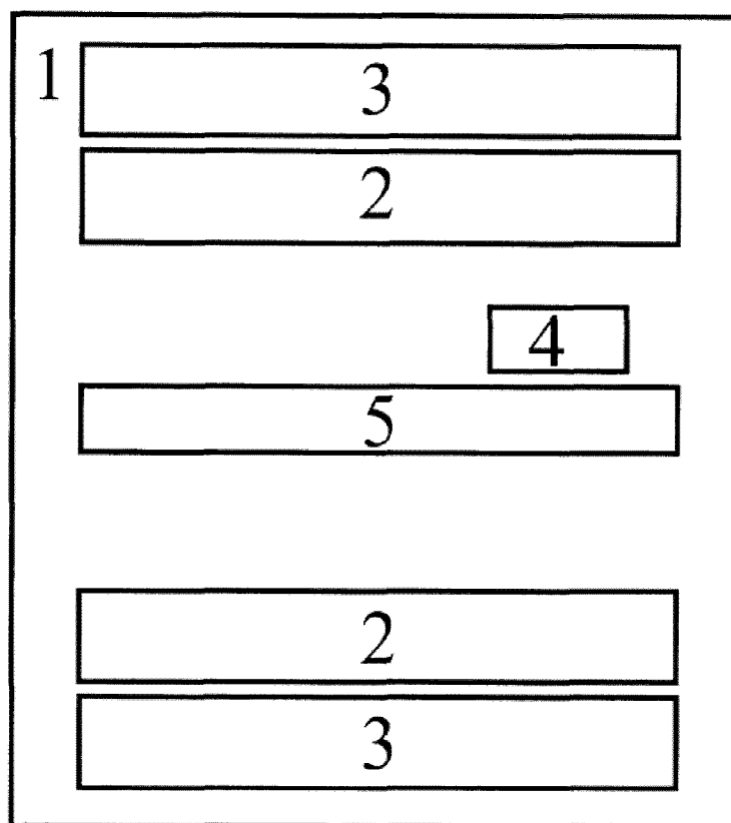


Figura 1

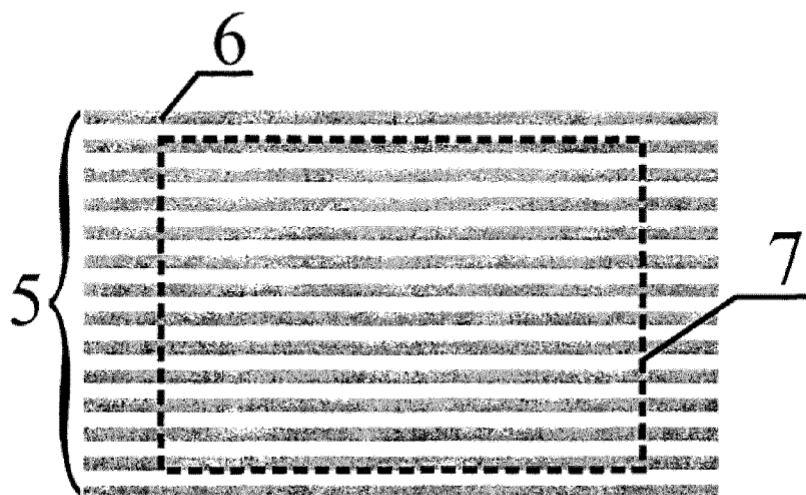


Figura 2

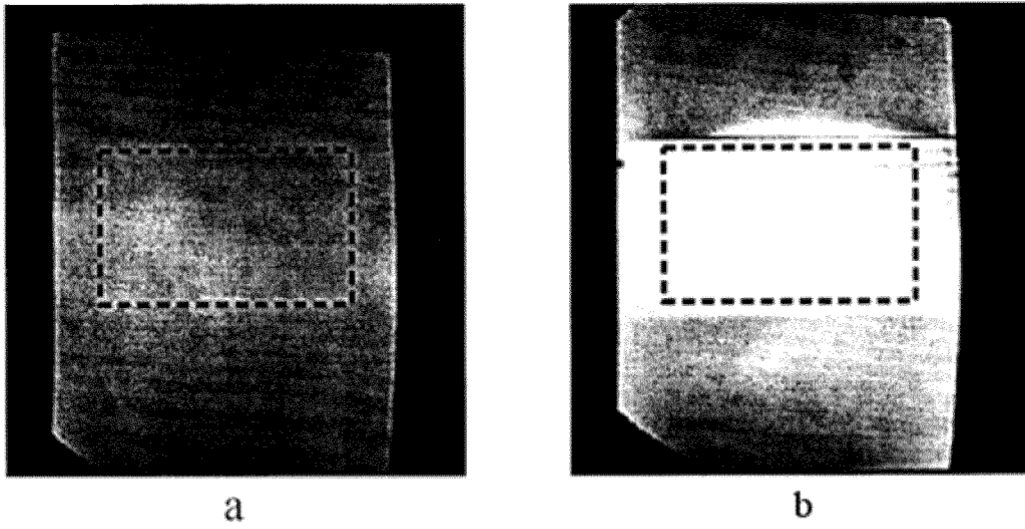


Figura 3