

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 308 231**

21 Número de solicitud: 202330363

51 Int. Cl.:

A61B 5/0522 (2011.01)

A61B 6/03 (2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

06.03.2023

43 Fecha de publicación de la solicitud:

05.06.2024

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
(75.0%)

AVENIDA DE SÉNECA, 2

28040 MADRID (Madrid) ES;

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID (5.0%) y

CENTRO DE INVESTIGACIÓN COOPERATIVA EN

BIOMATERIALES CIC BIOMAGUNE (20.0%)

72 Inventor/es:

VILLA VALVERDE, Palmira;

RUIZ-CABELLO OSUNA, Jesús María y

SANTOS LLEÓ, Andrés

54 Título: **Matriz de bobinas de Radiofrecuencia con forma volumétrica para Imagen de Resonancia Magnética**

ES 1 308 231 U

DESCRIPCIÓN

Matriz de bobinas de Radiofrecuencia con forma volumétrica para imagen de Resonancia Magnética

5

Sector de la técnica

La invención se encuentra en el campo de los sistemas y métodos para la formación de imágenes por Resonancia Magnética (IRM). De forma más concreta, la invención se refiere a un detector y/o receptor para IRM, exactamente una bobina de Radiofrecuencia (RF) formada por múltiples elementos los cuales son, a su vez bobinas de RF para técnicas de imagen de RM de aplicación médica, en el estudio de órganos no superficiales de la cavidad torácica como, por ejemplo, el corazón o el pulmón.

15 **Antecedentes de la invención**

La Resonancia Magnética (RM) se basa en un fenómeno físico por el cual los núcleos atómicos con spin nuclear no nulo $I \neq 0$, es decir, aquellos con un número impar de protones (Z) y/o un número impar de neutrones (N), pueden absorber selectivamente energía, generalmente, en el rango de la Radiofrecuencia (RF), al ser sometidos a la acción de un campo magnético. Entre los grupos se presentan el fenómeno de la resonancia magnética se encuentran los principales núcleos presentes de los tejidos biológicos (^1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{23}Na , ^{19}F y ^{31}P) que tienen número de espín distinto de cero, aunque principalmente con $I=1/2$. Una vez los núcleos han absorbido la energía y cesa el aporte energético externo, estos mismos núcleos devuelven la energía absorbida para regresar a su situación de equilibrio termodinámico. Esta liberación energética induce una señal eléctrica en el detector a partir de la cual se puede obtener una imagen o un espectro.

La técnica de imagen de Resonancia Magnética (IRM) presenta una sensibilidad baja comparada con otras técnicas. Esta relación señal/ruido (SNR, de las siglas en inglés *Signal to Noise Ratio*), es aún más baja si el núcleo a detectar es diferente al ^1H . Por este motivo, se construyen detectores o bobinas de RF, o también antenas (*coil*) específicos para aumentar la señal e incrementar la SNR, tanto para el ^1H como para cualquier otro núcleo con espín distinto de cero. Entre los detectores que presentan una SNR alta se encuentran las bobinas de RF superficiales formadas por un único elemento. Este tipo de bobinas de RF presentan una SNR alta en la proximidad, pero tal relación disminuye con la distancia. Por este motivo, no son adecuadas cuando se requiere una SNR máxima en el interior de la muestra a estudio, es decir, a una distancia o profundidad de la bobina de RF.

Análogamente, la matriz de bobinas de RF o *array* presenta una SNR alta en la proximidad de esta. El término en inglés *array* se refiere a una bobina de RF superficial formada por múltiples elementos (los cuales, a su vez, son bobinas de RF), cada uno de los cuales proporciona parte de los datos, la contribución de todos ellos construirá la imagen total.

Por otra parte, el ^{19}F es el isótopo más estable del flúor, es activo para RM e IRM como agente de contraste fluorado. Estos agentes se benefician de la ausencia de señal de fondo en el tejido - ya que no hay flúor nativo presente en los tejidos - y adicionalmente se benefician de una alta relación giromagnética que hace de la IRM con ^{19}F una técnica muy sensible, ya que proporciona una señal de RM intensa. La frecuencia de resonancia del flúor se encuentra cercana a la del ^1H para el mismo campo magnético, y en ocasiones es posible realizar estudios de ^{19}F en el canal de ^1H sin la necesidad de realizar grandes modificaciones.

En la biografía se han descrito varios diseños de *array* para ^1H tanto en investigación clínica como preclínica. En investigación animal también son ampliamente empleados, (en especial, para pequeños animales como ratas o ratones), a pesar de su dificultad de construcción a alta frecuencia y el elevado coste de los equipos. En cambio, los *array* en ^{19}F son muy escasos en bibliografía; entre ellos está el *array* de dos elementos para investigación de rata (Otake et al., "In-vivo ^{19}F Imaging of 5- Fluorouracil and its Metabolites in Rat by Two-Elementr Phased-Array Coil, *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med*, 19. p 477, **2011**) o los desarrolladores para clínica como el *array* transmisor-receptor de ocho elementos para rodilla (Ji et al. "Eight-channel transceiver RF coil array tailored for $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ MR of the hu,am knee and fluorinated drugs at 7.0 T", *NMR in Biomedicine*, 28(6), pp. 726-737, **2015**) o para pulmón (Maunder et al. "An 8-element Tx7Rx array utilizing MEMS detuning combined with 6 Rx loops for ^{19}F and ^1H lung imaging at 1.5T", *Magnetic Resonance in Medicine*, 84(4). Pp. 2262-2277, **2020**).

Por lo anterior, existe aún la necesidad de dispositivos que permitan aumentar la baja SNR para la detección de núcleos ^{19}F en el interior de la muestra a analizar y, por tanto, poder visualizar con precisión órganos internos como el pulmón o el corazón.

En IRM, para detectar estructuras internas del organismo, se recurre a bobinas RF de volumen. Pero éstas presentan una baja SNR. Por otra parte, las bobinas de RF superficial o los multi-detectores o *array* son ideales para detectar estructuras superficiales, pero no muy intensas, y ambos presentan alta SNR. Sería deseable, por tanto, una bobina de RF o un *array*, que puede detectar estructuras internas con alta SNR.

Explicación de la invención

La presente invención propone una matriz de bobina de RF o, dicho de otra forma, una bobina multielemento, o *array* con forma volumétrica (Figura 2A) en ^{19}F para IRM en zonas profundas o internas del cuerpo, como pueden ser los pulmones o el corazón. De forma más concreta, se presenta un nuevo diseño de *array* sintonizado en ^{19}F de cuatro o más elementos de forma volumétrica optimizado para animales no muy grandes para imagen principalmente torácica. El presente diseño también se podría utilizar para cualquier otro núcleo diferente al ^{19}F o para cualquier otro tipo o tamaño de animal. El objetivo del diseño está optimizado para maximizar la sensibilidad del núcleo observado, ^{19}F , pero también puede emplearse para adquirir imágenes de protón y obtener así con la misma antena información anatómica de órganos no superficiales.

Los múltiples elementos de un *array*, tradicionalmente, se disponen de forma lineal sobre un plano o con forma semiesférica (Figura 1A). En la presente invención, se diseña un *array*, donde la distribución de los elementos del *array* no se disponen en forma lineal sobre un plano o con forma semi esférica, sino que se disponen geoméricamente alrededor de un cilindro, dando al conjunto del *array*, una configuración cilíndrica cerrada en lugar de una disposición lineal.

El sistema dispone de un soporte, donde se colocan los elementos del *array* y que consta de dos partes independientes para facilitar la colocación del animal. Para garantizar el correcto emplazamiento de ambas partes del cilindro, se colocan unos ejes, a modo de guía, con el fin de que las dos partes se encuentren siempre de la misma posición. Dos de los elementos se ubican en la parte inferior y otros dos en la parte superior (Figura 2A).

Al tratarse de un *array*, este presenta una alta SNR; y, al disponerse de un cilindro, se obtiene una SNR más uniforme dentro de todo el volumen que forman los elementos (cuatro o un número mayor) (Figura 2B). Permite, por tanto, obtener imágenes en ^{19}F con mayor SNR, que las bobinas comerciales actuales y, por consiguiente, supone un avance significativo en el estudio de órganos internos, como corazón o pulmón, por IRM.

Breve descripción de los dibujos

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención se acompaña, como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

Figura 1. Muestra un *array* convencional, donde la forma tradicional de disponer los elementos del *array* es de forma lineal sobre un plano o con forma semiesférica (Figura 1A), con el que se obtiene una SNR alta en la proximidad de las bobinas, disminuyendo esta relación con la distancia (Figura 1B).

Figura 2. Muestra el *array* de la invención donde los elementos que lo forman están dispuestos volumétricamente a (Figura 2A), obteniéndose una SNR más uniforme dentro de todo el volumen que forman los elementos del *array* (Figura 2B).

Realización preferente de la invención

La presente invención se ilustra mediante los siguientes ejemplos, los cuales no pretenden ser limitativos de su alcance.

Ejemplo 1.

Se configura un *array* con cada uno de sus elementos sintonizadas en ^{19}F dispuestas geométricamente alrededor de un cilindro, dando al conjunto del *array*, una configuración cilíndrica cerrada.

El sistema dispone de un soporte para ratas de un peso aproximado de 300 g donde se colocan los elementos del *array* y que consta de dos partes independientes de 50 mm de diámetro cada una. Ambas partes del soporte son independientes para facilitar el posicionamiento del animal. Para garantizar el correcto desplazamiento de ambas partes y evitar posibles desajustes que podrían causar acoplos entre los diferentes elementos del *array* dando lugar a una disminución de la SNR, se colocan unos ejes, a modo de guía, con el fin de que las dos partes se encuentren siempre en la misma posición. Parte de los elementos del *array* se ubican en la parte inferior y otros, en la parte superior (Figura 2A). La independencia de los dos partes permite colocar fácilmente un animal para experimentación.

Ejemplo 2.

Uno de los parámetros que caracterizan el *array* diseñado es la medida de la SNR. Con el fin de realizar el cálculo, se toman varias regiones de interés (ROI, *Regions of Interest*) en diferentes posiciones de la imagen que se trata de analizar, todas ellas cercanas al *array*, zona que presenta mayor intensidad.

La tabla 1 muestra el resultado de la SNR de imágenes adquiridas utilizando un *array*, según la invención, con las bobinas de RF sintonizadas en ^{19}F y con la secuencia MSME (Multi-corte y multi-eco de espín), donde se observa que los ROIs situados en la parte superior presentan un valor inferior de SNR que los ROI situados en la parte inferior, por encontrarse la muestra más alejada del *array*.

Tabla 1

Posición de la ROI	SNR
Central	57.93
Abajo Centro	136.50
Abajo Izquierda	120.95
Abajo Derecha	125.57
Arriba Izquierda	95.37
Arriba Derecha	106.70

Todos los ROI presentan valores similares en las proximidades del *array* a la izquierda y derecha, donde la bobina del RF superficial ofrece la mayor intensidad. Adicionalmente, se añade un ROI en el centro de la imagen, donde la intensidad de señal es menor, para determinar la pérdida de señal que presenta el *array* en el centro con respecto al borde. El valor de la SNR en el centro es prácticamente la mitad de la SNR que presenta el *array* en el borde.

La tabla 2 muestra el resultado de la SNR de imágenes adquiridas con la secuencia Flash (Fast Low Angle Shot), donde se observa una vez más que el ROI central presenta una SNR en torno a la mitad o incluso mayor que la que presenta en el borde.

Tabla 2

Posición de la ROI	SNR
Central	151.78
Abajo Centro	271.75
Abajo Izquierda	250.97
Abajo Derecha	258.37
Arriba Izquierda	250.37
Arriba Derecha	253.25

No obstante, al tratarse de un *array*, éste presenta una alta SNR; y, al disponerse en un cilindro, se obtiene una SNR más uniforme dentro de todo el volumen que forman los elementos (Figura 2B). Permite, por tanto, obtener imágenes de ^{19}F con mayor relación señal/ruido de lo que lo hacen las bobinas comerciales conocidas hasta el momento.

Ejemplo 3

Se lleva a cabo la comparación entre el nuevo *array* descrito y un *array* comercial lineal (*Rapid Biomedical, Rimpär, Germany*), de cuatro elementos de dimensiones semejantes, sintonizando en ^1H . Las dimensiones de cada elemento son 40 mm por 20 mm. El diámetro interno del soporte es de 50 mm. Se utiliza una bobina de RF de volumen comercial (*Bruker BioSpin, Rheinstetten, Germany*), como bobina de RF transmisora. Con el objeto de comparar el *array* comercial y el nuevo *array*, se utiliza la secuencia de pulsos FLASH descrita en el ejemplo 2 para adquirir imágenes en ^{19}F y se adquieren del mismo modo imágenes del ^1H del *array* comercial.

En la tabla 3 se comparan los resultados obtenidos en ambos casos. Se observa que para el caso ^1H la señal en el centro disminuye considerablemente respecto al borde del *array* (más de la mitad), lo cual demuestra que un *array* con forma volumétrica en lugar de lineal mantiene la SNR en todo el volumen y, en especial en el centro del *array*.

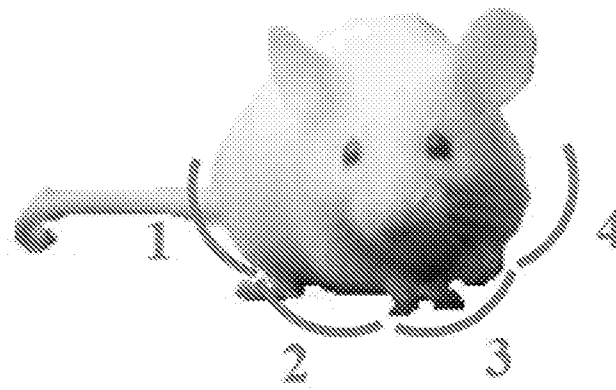
Tabla 3

Posición de ROI	SNR (¹⁹F)	SNR (¹H)
Central	151.78	30.33
Abajo Centro	271.75	243.19
Abajo Izquierda	250.97	216.19
Abajo Derecha	258.37	218.21
Arriba Izquierda	250.72	19.43
Arriba Derecha	253.25	23.30

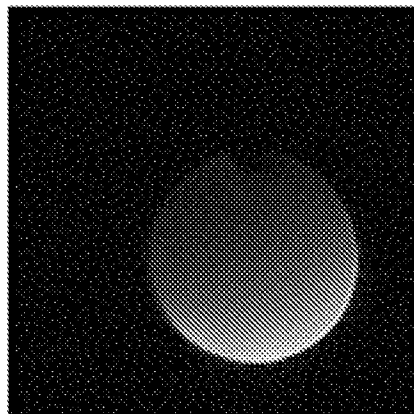
5 El *array*, propuesto en la presente invención permitiría un avance significativo en el estudio de órganos no superficiales como el pulmón o el corazón.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Matriz de bobinas de Radiofrecuencia para imagen de Resonancia Magnética caracterizado porque los elementos de la matriz (también denominada *array*) de bobinas de Radiofrecuencia RF se disponen volumétricamente alrededor de un cilindro formando una configuración cerrada.
2. Matriz de bobinas de Radiofrecuencia, según reivindicación 1, donde el *array* consta de, al menos, cuatro elementos.
- 10 3. Matriz de bobinas de Radiofrecuencia, según reivindicaciones 1 y 2, donde los elementos que forman el *array* se disponen sobre un soporte que consta de dos partes independientes y para un perfecto posicionamiento se colocan unos ejes, de modo de guía, con el fin de que las dos partes se encuentren siempre en la misma posición.
- 15 4. Matriz de bobinas de Radiofrecuencia, según reivindicaciones anteriores, donde las dos partes se separan una distancia para permitir colocar en el hueco que dejan un animal de experimentación.
- 20 5. Matriz de bobinas de Radiofrecuencia, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde los elementos del *array* están sintonizados en ^{19}F o en cualquier otro núcleo diferente al ^{19}F .

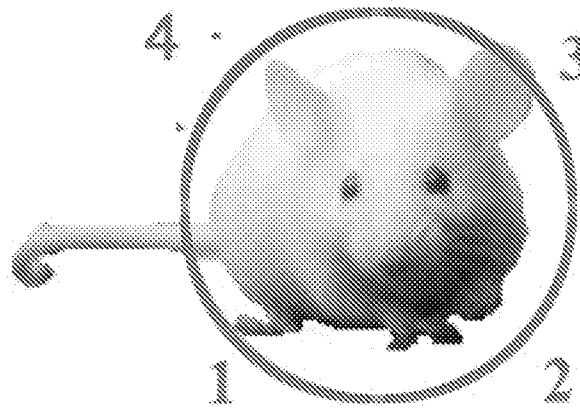


A

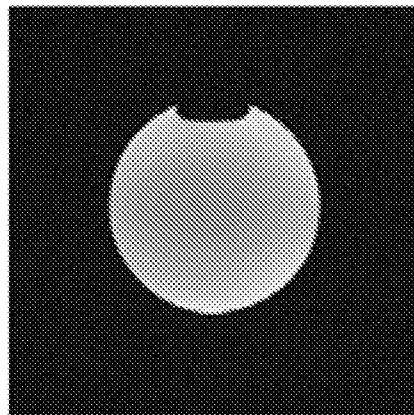


B

Figura 1



A



B

Figura 2