



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 344 065**

51 Int. Cl.:
G01R 33/3415 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05425737 .3**

96 Fecha de presentación : **20.10.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1777536**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.04.2007**

54

Título: **Combinación de señales procedentes de un conjunto de bobinas en la formación de imágenes por resonancia magnética.**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:
17.08.2010

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:
17.08.2010

73

Titular/es: **Esaote S.p.A.**
Viale Bianca Maria, 25
20100 Milano, IT

72

Inventor/es: **Vittorio, Viti**

74

Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 344 065 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

Combinación de señales procedentes de un conjunto de bobinas en la formación de imágenes por resonancia magnética.

La presente invención versa acerca de un procedimiento de formación de imágenes por resonancia magnética que comprende las etapas de:

excitar núcleos activos magnéticamente resonantes (RM) en una zona de interés;

crear gradientes de campo magnético en una dirección de codificación de fase para codificar espacialmente los núcleos activos excitados mediante RM;

producir mediante los varios gradientes de codificación de fase un campo de visión correspondiente a la zona de interés;

recibir datos de radiofrecuencia desde la zona de interés usando un conjunto de al menos dos bobinas de recepción de radiofrecuencias; y

producir una imagen, a partir de los datos de radiofrecuencia, combinando las imágenes S_i obtenidas a partir de las señales de radiofrecuencia de las bobinas individuales C_i del conjunto ponderando las referidas imágenes S_i de cada bobina C_i con la sensibilidad B_i de la correspondiente bobina C_i ;

usar una sensibilidad estimada B_i' de cada bobina C_i del conjunto, que se determina aplicando un filtro F_i de aplanamiento a la imagen S_i de cada bobina C_i .

En particular, la invención se refiere a un diseño óptimo de filtro para una reconstrucción de imágenes de un conjunto en fase usando lo que se denomina algoritmo SUPER que se describe con mayor detalle en "Combination of Signals From Array Coils Using Image-Based Estimation of Coil Sensitivity Profiles" M. Bydder, D. J. Larkman y J. V. Hajnal *Magnetic Resonance in Medicine* 47: páginas 539-548, 2002, y en la correspondiente solicitud EP 1384088.

Las bobinas de conjuntos en fase se usan en los sistemas de formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) para obtener una RSR (relación señal-ruido) elevada y una zona de sensibilidad grande. Se combinan las salidas de los canales receptores, es decir, de las bobinas del conjunto, para construir una única imagen compuesta de los datos de muchas bobinas. Para la construcción de la imagen, normalmente se usa el procedimiento de la suma de cuadrados (SdC), que combina datos sin el conocimiento de la sensibilidad de las bobinas, pero se sabe que proporciona imágenes de bajo contraste.

El uso de bobinas de un conjunto en fase en la formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) fue descrito completamente por vez primera en 1990 por Roemer *et al.* en Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM. *The NMR Phased Array*. *Magn Reson Med* 1990; 16:192-225, confirmando la capacidad de tales sistemas de bobinas receptoras múltiples para mejorar la velocidad de formación de imágenes y la relación señal-ruido (RSR). Se proporciona un buen resumen de esta tecnología en Wright SM, Wald LL. *Theory and Application of Array Coils in RM Spectroscopy*. *NMR in Biomedicine* 1997; 10:394-410. El procedimiento de uso más común para la reconstrucción de imágenes es lo que se denomina procedimiento de la "suma de cuadrados" (SdC), en el que el valor de cada píxel de la imagen reconstruida es la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los valores del píxel correspondientes a las bobinas individuales del conjunto. Larsson EG, Erdogmus D, Yan R, Principe JC, Fitzsimmons JR. *SNR-Optimality of Sum-of-Squares Reconstruction for Phased-Array Magnetic Resonance Imaging*. *J Magn Reson* 2003; 163:121-123. Este procedimiento tiene la ventaja de que no tienen que conocerse los mapas detallados del campo de radiofrecuencia (RF) de la bobina, pero se sabe que introduce polarización de señal en la imagen estimada, causando una disminución en el contraste de la imagen, porque los píxeles no son ponderados por el campo de RF producido por cada bobina. Para aumentar el contraste, los datos de la imagen de los conjuntos deberían combinarse píxel a píxel, siendo ponderada la aportación de cada bobina por su sensibilidad local. Además de la SdC, han aparecido varias técnicas alternativas para la reconstrucción de la imagen con bobinas de un conjunto en fase. Debbins *et al.* Debbins JP, Felmlee JP, Riederer SJ. *Phase Alignment of Multiple Surface Coil Data for Reduced Bandwidth and Reconstruction Requirements*. *Magn Reson Med* 1997; 38:1003-1011 propusieron sumar las imágenes de manera coherente, después de ajustar su fase relativa. Walsh *et al.* (Walsh DO, Gmitro AF, Marcellin MW. *Adaptive Reconstruction of Phased Array RM Imagery*. *Magn Reson Med* 2000; 43:682-690) usaron filtros adaptativos para aumentar la RSR en la imagen reconstruida. En el documento "Combination of Signals From Array Coils Using Image-Based Estimation of Coils Sensitivity Profiles", Bydder M, Larkman DJ, Hajnal JV. *Magn Reson Med* 2002; 47:539-548 se propuso un algoritmo SUPER (Suma Usando Perfiles Estimados a partir de Relaciones) que calcula las sensibilidades de la bobina a partir de la imagen, produciendo una disminución de la polarización de señal y una RSR más elevada con respecto al procedimiento de la SdC.

ES 2 344 065 T3

La imagen S_i obtenida de la bobina i en un conjunto de N bobinas, despreciando el ruido producido por la bobina, está dada por:

$$S_i = B_i \cdot C \quad (1)$$

en la que C es la señal de RM obtenida desde una bobina homogénea ideal y B_i es la sensibilidad espacial de la bobina i . Dado que las B_i generalmente varían en el volumen de la imagen, para la estimación de la sensibilidad de la bobina Bydder *et al.* sugirieron aplicar un filtro de aplanamiento F_i a la imagen S_i :

$$B'_i = S_i \otimes F_i \quad (2)$$

en la que \otimes denota la operación de convolución y B'_i es la estimación de la sensibilidad de la bobina.

Tal como se afirma con claridad en el documento “Combination of Signals From Array Coils Using Image-Based Estimation of Coils Sensitivity Profiles”, Bydder M, Larkman DJ, Hajnal JV. Magn Reson Med 2002; 47:539-548, el punto crítico del procedimiento reside en la definición del filtro de aplanamiento F_i necesario para estimar la sensibilidad de las bobinas y, a pesar de algunas sugerencias sobre la configuración de este filtro, hasta ahora no se ha sugerido ningún diseño definitivo ni satisfactorio.

La presente invención tiene el objeto de proporcionar un diseño óptimo de filtro para estimar la sensibilidad de las bobinas para llevar a cabo la reconstrucción de la imagen a partir de las aportaciones de imágenes de las bobinas individuales de un conjunto en fase de bobinas receptoras de IRM, convirtiendo así el procedimiento de IRM que usa dicho algoritmo SUPER en un instrumento efectivo para reconstruir imágenes de resonancia magnética nuclear usando bobinas de un conjunto en fase.

En relación con el objeto anterior, tiene que observarse que una solución no práctica del problema de determinar las sensibilidades de las bobinas podría consistir en llevar a cabo una medición de la sensibilidad de las bobinas antes de cada sesión de formación de imágenes. En este caso, podría determinarse de forma precisa la sensibilidad de las bobinas usando un maniquí apropiado. No obstante, esta manera de proceder no es cómoda y requiere demasiado tiempo. Además, considerando que, para cada sesión de IRM, dependiendo de la zona anatómica que deba ser sometida a la formación de imágenes, tienen que usarse bobinas diferentes y/o que tiene que cambiarse la posición de las bobinas dentro de la estructura magnética del aparato de IRM, la anterior operación de determinación de la sensibilidad de la bobina por medio del maniquí antes de la sesión de formación de imágenes tiene que repetirse para cada bobina y/o para la posición de cada bobina en el aparato. Además, en este caso, tiene que considerarse que podrían generarse efectos de difícil estimación en el campo de la bobina por el propio paciente, de modo que, en cualquier caso, las condiciones de la formación de imágenes podrían variar dependiendo también de las influencias debidas al paciente.

La presente invención logra los objetivos mencionados anteriormente con un procedimiento según la reivindicación 1.

El procedimiento según la invención se verá con mayor claridad a partir de la siguiente explicación teórica formal:

Se hace referencia a las ecuaciones (1) y (2), definidas previamente. Dado que durante un escaneo de RM se obtienen datos en el espacio k , la Ecuación (1) puede expresarse en términos de la representación en el espacio k :

$$s_i(t) = b_i \otimes c = \int_{-\infty}^{+\infty} b_i(\tau) \cdot c(t - \tau) d\tau \quad (3)$$

en la que la integral serían, en dos dimensiones o tres dimensiones, respectivamente, imágenes bidimensionales o tridimensionales, s_i es la representación en el espacio k de los datos obtenidos, b_i es la representación en el espacio k de la sensibilidad espacial de la bobina y c es la representación del objeto en el espacio k (es decir, $s_i = \mathcal{F}^{-1}\{S_i\}$, en la \mathcal{F}^{-1} que denota la transformada inversa de Fourier desde el dominio de la imagen al espacio k).

En consecuencia, la representación de la Ecuación (2) en el espacio k se convierte en:

$$b'_i = s_i \cdot f_i \quad (4)$$

en la que f_i es la transformada inversa de Fourier del filtro espacial F_i y b'_i es la transformada inversa de Fourier de la sensibilidad estimada B'_i de la bobina.

ES 2 344 065 T3

Suponiendo que cada bobina no tenga variaciones rápidas de campo en el CDV de la imagen e indicando con sp_i la máxima frecuencia espacial de cada campo de bobina, es posible considerar lo siguiente:

$$b_i(\tau) \cong 0 \quad \text{si } |\tau| \geq sp_i \quad (5)$$

Entonces, la Ec. (3) se convierte en:

$$s_i(t) = \int_{-sp}^{+sp} b_i(\tau) \cdot c(t-\tau) d\tau \quad (6)$$

Nótese que s_i es una buena estimación de b_i si c es una muestra muy homogénea.

En un experimento real de formación de imágenes, c no es homogénea; por ello, definamos la función $g = c \cdot f_i'$, siendo $f_i' = 0$ si $|t| \geq sp_i$, y $f_i' = 1$ si $|t| < sp_i$. El filtro f_i' transforma la muestra en una muestra sumamente homogénea sin distorsionar significativamente los perfiles de sensibilidad de cada bobina. Ahora asumimos:

$$b_i'(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} b_i(\tau) \cdot g(t-\tau) d\tau = \int_{-\infty}^{+\infty} b_i(\tau) \cdot c(t-\tau) \cdot f_i'(\tau) d\tau = \int_{-sp}^{+sp} b_i(\tau) \cdot c(\tau) d\tau \quad (7)$$

Tras un cambio de variable con $z = t - \tau$, obtenemos

$$b_i'(t) = \int_{t-sp}^{t+sp} b_i(z) \cdot c(t-z) dz \quad (8)$$

Ahora comparamos la Ec. (8) con la Ec. (6), obteniendo:

$$\begin{aligned} \text{para } t \approx 0 &\Rightarrow b_i'(t) \cong s_i(t) \\ \text{para } |t| \geq 2sp_i &\Rightarrow b_i'(t) \rightarrow 0 \end{aligned} \quad (9)$$

Observando este resultado, b_i' de la Ec. (4) es una buena estimación de los mapas b_i de sensibilidad de la bobina si el filtro f_i tiene forma triangular, de modo que:

$$\begin{aligned} -f_i(0) &= 1 \\ -f_i(0) &= 0 \quad \text{si } |t| \geq 2sp_i \end{aligned} \quad (10)$$

Esto quiere decir que el filtro triangular que ha de aplicarse a las señales obtenidas tiene el doble de anchura que el filtro rectangular f_i' dentro de la integral de la Ecuación 7.

Después de aplicar el filtro a los datos no combinados en el espacio k y de estimar las sensibilidades B_i' de las bobinas, podemos llevar a cabo la reconstrucción SUPER [6]:

$$S_{SUPER} = \sqrt{B_i'^2} \left| P_{opt} \right| \quad (11)$$

en la que

$$P_{opt} = \frac{1}{\sum_i B_i'^2} \sum_i S_i B_i' \quad (12)$$

Sustituyendo la Ec. 12 en la Ec. 11, la reconstrucción óptima para una bobina en un conjunto de 2 elementos en fase está dada por:

$$S_{SUPER} = \frac{S_1 B_1' + S_2 B_2'}{\sqrt{B_1'^2 + B_2'^2}} \quad (13)$$

en la que S_1 y S_2 son las imágenes procedentes de la bobina 1 y de la bobina 2, y B_1' y B_2' son las transformadas de Fourier de las sensibilidades b_i en el espacio k de las bobinas 1 y 2, según la Ec. 4.

Tiene que hacerse notar que la anterior explicación formal ha sido llevada a cabo considerando solamente una dimensión. En este caso, el diseño del filtro del espacio k es el de un filtro triangular. Cuando se considera un caso de dos dimensiones, que es el más común en la formación de imágenes de IRM diagnóstica, el filtro tiene entonces una configuración piramidal (con base cuadrada o rectangular), dado que tiene que aplicarse el mismo razonamiento para ambas direcciones del espacio bidimensional.

Una imagen tridimensional se forma normalmente mediante varios cortes, es decir, varias imágenes bidimensionales que se obtienen en planos en secciones adyacentes del objeto sometido al proceso de formación de imágenes. Para cada corte, se aplica un filtro piramidal en el espacio k de forma correspondiente al del caso bidimensional mencionado anteriormente.

Tal como se ve claramente de lo que antecede, el filtro f_i en el espacio k se aplica a cada uno del conjunto de datos s_i no combinados sin tratar de cada bobina C_i , dando la transformada inversa de la sensibilidad espacial estimada B_i' .

Acto seguido, las imágenes de las bobinas se combinan de tal manera que cada imagen S_i de cada bobina C_i se pondera mediante la sensibilidad espacial estimada B_i' de cada bobina C_i .

Las imágenes S_i de cada bobina C_i se combinan añadiendo dichas imágenes S_i ponderadas mediante la sensibilidad espacial estimada B_i' de la correspondiente bobina C_i dividida por la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados en las sensibilidades estimadas B_i' de cada bobina C_i del conjunto.

A partir del hecho de que la estimación de la sensibilidad de la bobina puede obtener multiplicando cada conjunto de los datos recibidos en el espacio k desde cada bobina con un filtro f_i de aplanamiento, diseñado, como se ha definido anteriormente, como un filtro triangular en el espacio k en una dimensión, o como un filtro piramidal en el espacio k en dos dimensiones, es posible determinar el criterio de diseño del filtro considerando solamente unos pocos parámetros, como resulta evidente de lo siguiente:

Si $M \times N$ es la dimensión de la imagen en el dominio de Fourier con un CDV (campo de visión) de $F_m \times F_n$, la resolución de la imagen en la dimensión M y la dimensión N puede definirse, respectivamente:

$$R_{sm} = \frac{F_m}{M} \quad \text{resolución de la imagen en la dirección M}$$

$$R_{sn} = \frac{F_n}{N} \quad \text{resolución de la imagen en la dirección N}$$

ES 2 344 065 T3

Operando en la representación en el espacio k , como ocurre aquí, si la matriz de datos de señales nativas tiene $m \times n$ dimensiones, y el filtro tiene dimensiones $f_a \times f_b$, en la que f_a y f_b se determinan según la Ec. (10) para cada bobina y cada dirección, las resoluciones de la imagen serán:

$$\begin{aligned} R_{sm} &= \frac{Fm}{m} \\ R_{sn} &= \frac{Fn}{n} \end{aligned} \quad (15)$$

y las resoluciones del filtro serán:

$$R_{fa} = \frac{m \cdot R_{sm}}{f_a} \quad (16)$$

Manteniendo constantes las resoluciones del filtro en la Ecuación (16), si varía la resolución de la imagen, se obtiene finalmente:

$$\begin{aligned} R_{fb} &= \frac{n \cdot R_{sn}}{f_b} \\ b &= \frac{n \cdot R_{sn}}{R_{fb}} \end{aligned} \quad (17)$$

Así, considerando los datos de la resolución de la imagen, de las dimensiones del campo de visión y de la resolución del filtro, pueden determinarse las dimensiones a y b del filtro en el dominio del espacio k y, con ello, la anchura del filtro triangular o piramidal.

Según lo anterior, la invención proporciona un procedimiento de diseño de un filtro para generar el filtro para estimar la sensibilidad de la bobina para cada bobina de un conjunto de bobinas receptoras de IRM en el que la anchura de la base del filtro triangular o piramidal se determina, respectivamente, en una o dos dimensiones de la base de dicho filtro como una función de la dimensión de la matriz de píxeles de la imagen, de la resolución de la imagen y de la resolución del filtro en la referida dirección.

En la anterior función, la resolución del filtro está predefinida según las Ecuaciones (10) y (16), y se considera una constante.

La función anterior permite la determinación de la anchura del filtro en una dimensión del filtro y de la imagen considerando que la anchura del referido filtro es directamente proporcional al producto de la anchura de la imagen y la resolución de la imagen en la referida dirección e inversamente proporcional a la resolución del filtro.

Además, la resolución del filtro para cada bobina se determina en cada dirección mediante la ecuación:

$$R_{fd_{x,z}} = \frac{id_{x,z} \cdot Rid_{x,z}}{f_{x,z}}$$

en la que

$R_{fd_{x,z}}$ es la resolución del filtro en la dirección x o z , respectivamente;

$id_{x,z}$ es la dimensión de la imagen en la dirección x y z , respectivamente;

$Rid_{x,z}$ es la correspondiente resolución de la imagen en la dirección x o z , respectivamente;

$f_{x,z}$ es relativo al contenido de la máxima frecuencia espacial de cada bobina y se determina según la Ec. (10).

ES 2 344 065 T3

Además, la anchura óptima de filtro para cada bobina se determina en cada dirección mediante la ecuación:

$$fd_{x,z} = \frac{id_{x,z} \cdot Rid_{x,z}}{Rfd_{x,z}}$$

en la que

$fd_{x,z}$ es la dimensión del filtro en la dirección x y z , respectivamente.

Las características del procedimiento según la presente invención y sus ventajas serán más evidentes a partir de los siguientes experimentos y las siguientes pruebas descritos con la ayuda de los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 ilustra el mapa del campo B_1 (relativo a la Bobina 1 de la Fig. 6) de la bobina de bucle en el plano xz ortogonal al plano de la bobina y en el dominio de Fourier.

La Fig. 2 ilustra la señal de la imagen de IRM simulada obtenida mediante transiciones rápidas “añadidas” al mapa del campo B_1 .

La Fig. 3A ilustra la transformada inversa de la sensibilidad de la bobina, es decir, en el espacio o dominio k .

La Fig. 3B ilustra el diagrama de la Fig. 3A con el filtro piramidal adaptado a la bobina.

La Fig. 4 ilustra la transformada inversa de la imagen simulada.

La Fig. 5 ilustra el mapa del campo B_1 reconstruido.

La Fig. 6 ilustra las imágenes no combinadas de la bobina 1 y de la bobina 2 del conjunto.

La Fig. 7 ilustra la combinación de las dos imágenes de las bobinas 1 y 2 según el procedimiento de la SdC (Suma de los Cuadrados).

La Fig. 8 ilustra la combinación de las dos imágenes de las bobinas 1 y 2 según el procedimiento SUPER con el uso de un filtro piramidal para estimar la sensibilidad de las bobinas.

Simulaciones de ordenador

Las Figuras 1 a 5 ilustran los resultados de una simulación de ordenador llevada a cabo para verificar el procedimiento según la presente invención.

En la Fig. 1, que muestra un CDV de 130×130 mm, con una matriz de datos de dimensiones de 50×50 píxeles, se muestra la simulación del patrón del campo magnético de una bobina con una superficie de radio de 8 cm en un plano (xz) perpendicular al plano de la bobina (xy). La figura muestra la familiar intensidad elevada del campo B_1 en las regiones próximas a los conductores y un rápido amortiguamiento de la intensidad en la dirección axial z .

Para la simulación de una imagen de RM obtenida usando esta bobina de bucle según la Ecuación 1, se han añadido algunas transiciones rápidas al patrón (B) del campo magnético de la bobina para simular un objeto cuya imagen debe formarse (C), obteniéndose, tal como se muestra en la Fig. 2, la imagen simulada S .

Aplicando la transformada inversa de Fourier a la sensibilidad de la bobina y a las matrices de la imagen simulada, los inventores encontraron las representaciones b y s en el espacio k , tal como se muestra en las Figuras 3 y 4.

Para determinar la anchura del filtro f , los inventores evaluaron la extensión de las frecuencias espaciales sp de la bobina en la Fig. 3A. Tales frecuencias espaciales son despreciables más allá de la cuarta muestra desde el centro del diagrama, lo que sugiere una anchura total del filtro de 16 muestras en ambas direcciones x y z .

La base cuadrada del filtro se eleva de la simetría circular de las bobinas empleadas. Según la teoría previa, los inventores aplicaron un filtro base piramidal de 16 muestras ($fa=fb=16$) a la transformada de Fourier inversa de la imagen simulada S (véase la Ec. 4). Usando la transformada de Fourier para volver en el dominio de la imagen, los inventores hallaron una buena estimación del mapa B' de la sensibilidad de la bobina, según se muestra en la Fig. 5. Así, la aplicación del filtro diseñado permitió extraer el mapa de la sensibilidad de la bobina a partir de la imagen simulada sin distorsionar significativamente los perfiles de sensibilidad.

La Figura 3B es un simple intento esquemático de ilustrar la estructura del filtro. Aquí, el filtro piramidal que tiene unas dimensiones base de muestra de 16×16 está diseñado en la representación gráfica de la sensibilidad inversa de las bobinas de la Figura 3A.

ES 2 344 065 T3

Ahora, usando la Ec. 15, calculamos la resolución de la imagen simulada ($F_m=F_n=130$, $m=n=50$), dando:

$$\begin{aligned} R_{sm} &= \frac{F_m}{m} = \frac{130}{50} = 2,6 \\ R_{sn} &= \frac{F_n}{n} = \frac{130}{50} = 2,6 \end{aligned} \quad (18)$$

y las resoluciones del filtro, con la anchura de $f_a=f_b=16$, serán (véase la Ec. 16):

$$\begin{aligned} R_{fa} &= \frac{m \cdot R_{sm}}{f_a} = \frac{50 \cdot 2,6}{16} = 8,1 \\ R_{fb} &= \frac{n \cdot R_{sn}}{f_b} = \frac{50 \cdot 2,6}{16} = 8,1 \end{aligned} \quad (19)$$

Para verificar la teoría previa usando imágenes de RM reales, se ha diseñado un filtro óptimo manteniendo constantes las resoluciones del filtro y aplicándolo a imágenes con un CDV de 130×130 mm y dimensiones de la matriz de 160×160 píxeles. Para este ejemplo (la imagen de la bobina 1 en la Fig. 6), el cálculo de la resolución de la imagen proporciona:

$$\begin{aligned} R_{sm}' &= \frac{F_m'}{m'} = \frac{130}{160} = 0,8 \\ R_{sn}' &= \frac{F_n'}{n'} = \frac{130}{160} = 0,8 \end{aligned} \quad (20)$$

Usando la Ec. 17, obtuvimos:

$$\begin{aligned} a &= \frac{m' \cdot R_{sm}'}{R_{fa}} = \frac{160 \cdot 0,8}{8,1} = 16 \\ b &= \frac{n' \cdot R_{sn}'}{R_{fb}} = \frac{160 \cdot 0,8}{8,1} = 16 \end{aligned} \quad (21)$$

a y b son las dimensiones de la base del filtro piramidal en el dominio del espacio k y son iguales a los valores obtenidos con las imágenes simuladas, porque se han usado las imágenes de RM con el mismo CDV (campo de visión) del caso simulado. Obviamente, pueden obtenerse valores diferentes de las dimensiones del filtro usando imágenes con CDV (campos de visión) diferentes.

Reconstrucción de la imagen

Las Figuras 6 a 8 ilustran los resultados de la reconstrucción de la imagen combinando las imágenes de cada una de las dos bobinas 1 y 2 de un conjunto de bobinas en fase según el procedimiento de la Suma de Cuadrado y según el procedimiento SUPER para el cual se ha estimado la sensibilidad de las bobinas por medio de un filtro piramidal según el procedimiento de la presente invención.

En las siguientes figuras se muestran resultados experimentales.

La Fig. 6 muestra imágenes no combinadas de las bobinas 1 y 2 obtenidas usando las dos bobinas con ruido gaussiano añadido para enfatizar el efecto de polarización del algoritmo de la SdC (Suma de Cuadrados).

La Fig. 7 muestra la imagen resultante de la reconstrucción por medio de una combinación SdC convencional, y la Fig. 8 muestra la imagen resultante de la reconstrucción por medio del algoritmo SUPER, en el que la sensibilidad de las bobinas se ha estimado usando el filtro piramidal según la presente invención.

Comparando las reconstrucciones SdC y la SUPER con imágenes del filtro piramidal, merece la pena señalar que esta tiene un contraste muy mejorado, con un fondo más oscuro. Para dar una medida del beneficio de llevar a cabo el procedimiento de la combinación SUPER con el diseño del filtro piramidal con respecto a una combinación

ES 2 344 065 T3

convencional de SdC, se ha calculado la diferencia entre las medias de las intensidades de los píxeles calculadas en una zona de interés fuera del objeto cuya imagen se genera, dando tanto una estimación de la disminución del ruido de fondo como del aumento del contraste de la imagen. El resultado es un aumento de más del 10% usando este procedimiento de combinación SUPER con el filtro piramidal según la presente invención con respecto a la reconstrucción con la SdC.

Tal como se ve claramente a partir de la descripción anterior, la invención proporciona un algoritmo eficiente para la combinación de datos de imágenes procedentes de bobinas en un conjunto, en las que cada señal está ponderada por las sensibilidades de las bobinas. Usando un filtro piramidal como diseño optimizado de filtro para la estimación de la sensibilidad de las bobinas aplicando el referido filtro a las imágenes de cada bobina, se han estimado los mapas de las bobinas de RF con gran precisión antes de aplicar el algoritmo SUPER de reconstrucción. Esto ha permitido obtener un aumento del contraste de la imagen con respecto a la aplicación de procedimientos convencionales como la SdC (Suma de Cuadrados).

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de formación de imágenes por resonancia magnética que comprende las etapas de:

excitar núcleos activos mediante resonancia magnética (RM) en una zona de interés;

aplicar gradientes de campo magnético de codificación de fase para codificar espacialmente los núcleos activos excitados mediante RM para obtener datos adecuados para generar una imagen unidimensional o bidimensional, respectivamente;

recibir señales de resonancia magnética por medio de un conjunto de al menos dos bobinas de recepción de radiofrecuencias desde dicha zona de interés, de tal modo que cada bobina C_i de dicho conjunto recibe sendas señales s_i , a partir de las cuales se reconstruye una imagen S_i para dicha bobina C_i ;

determinar, para cada bobina C_i y para cada dimensión espacial $d \in \{x,z\}$ de dicha imagen un parámetro $sp_{i,d}$ mediante la siguiente relación: $b_{i,d}(\tau) \cong 0$ si $|\tau| \geq sp_{i,d}$; siendo b_i la representación del espacio k de la sensibilidad espacial de la bobina C_i para la correspondiente dimensión espacial d ;

calcular una sensibilidad estimada B_i' para cada bobina C_i mediante una transformada inversa de Fourier del producto de las señales s_i recibidas mediante dicha bobina C_i y un filtro f_i de aplanamiento diseñado como un filtro triangular del espacio k si se reconstruye una imagen unidimensional o como un filtro piramidal del espacio k en el caso de que se reconstruya una imagen bidimensional, teniendo el filtro, para cada dimensión espacial d , una forma triangular, definida por la siguiente ecuación:

$$-f_{i,d}(0) = 1;$$

$$-f_{i,d}(t) = 0 \quad \text{si } |t| \geq 2sp_{i,d};$$

siendo t la variable tiempo;

ponderar cada una de dichas imágenes S_i mediante dicha sensibilidad estimada B_i' de la correspondiente bobina C_i y producir una imagen combinando dichas imágenes ponderadas.

2. Un procedimiento según una de las reivindicaciones precedentes **caracterizado** porque las imágenes S_i de cada bobina C_i se combinan añadiendo las referidas imágenes S_i ponderadas por la sensibilidad estimada B_i' de bobina de la correspondiente bobina C_i dividida por la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las sensibilidades estimadas B_i' de cada bobina C_i del conjunto.

3. Un procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5 precedentes **caracterizado** porque la imagen se produce como sigue:

$$S_{SUPER} = \sqrt{\sum_i B_i'^2} |P_{opt}|$$

$$P_{opt} = \frac{1}{\sum_i B_i'^2} \sum_i S_i B_i'$$

en las que

S_i es la imagen de cada bobina C_i del conjunto;

S_{SUPER} es la imagen reconstruida obtenida mediante la combinación de las imágenes S_i de cada bobina C_i del conjunto.

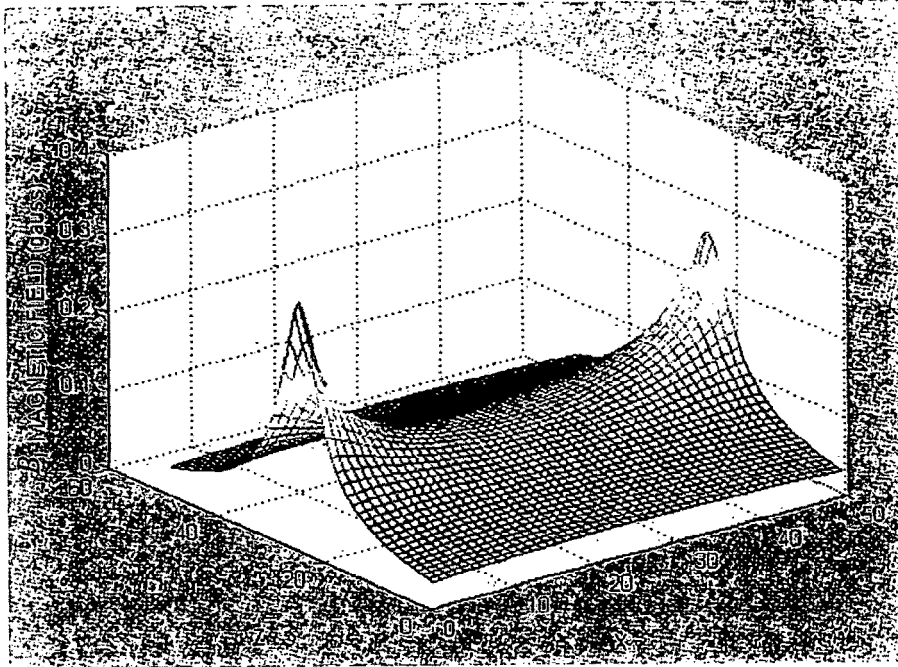


Fig. 1

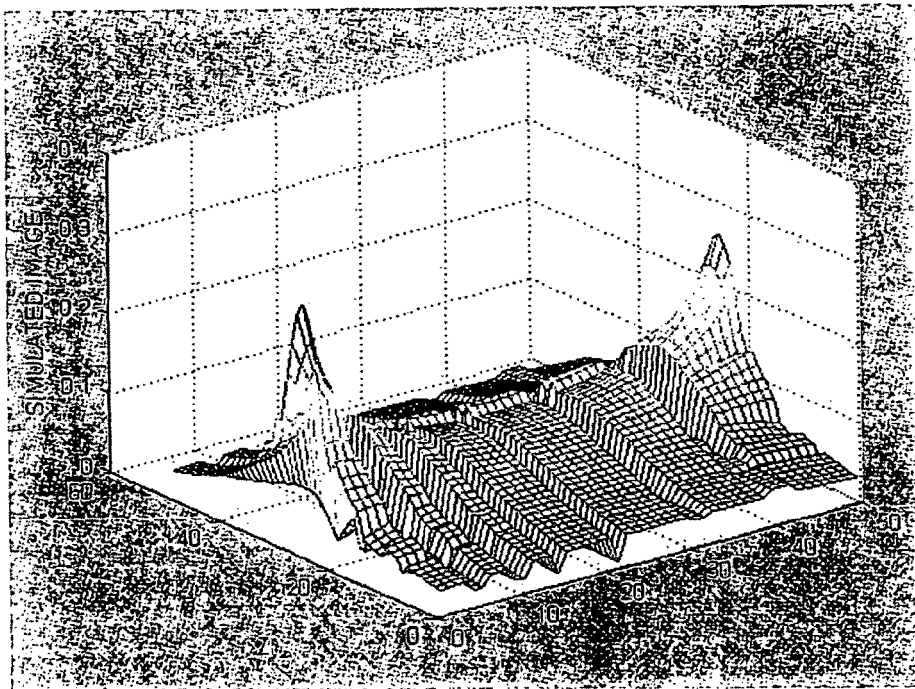


Fig. 2

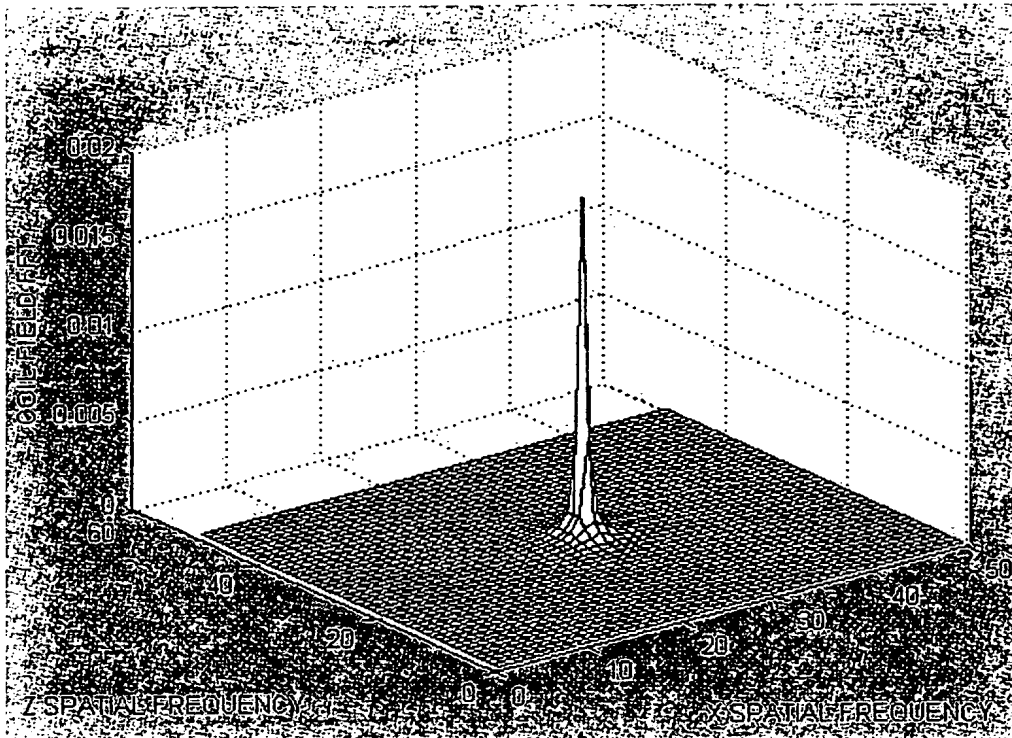


Fig. 3A

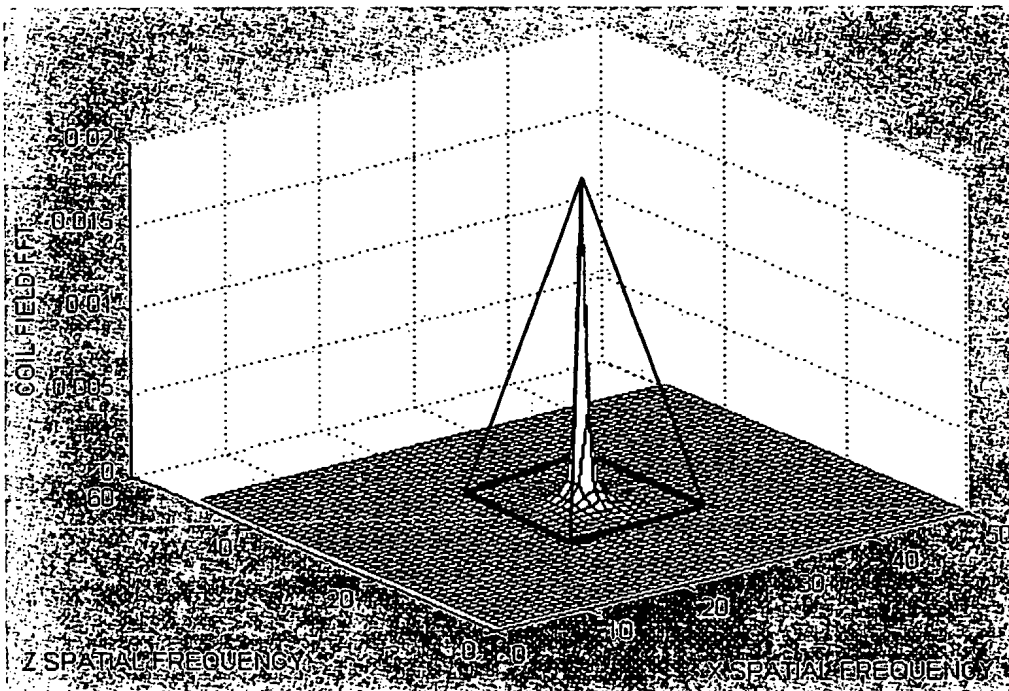


Fig. 3B

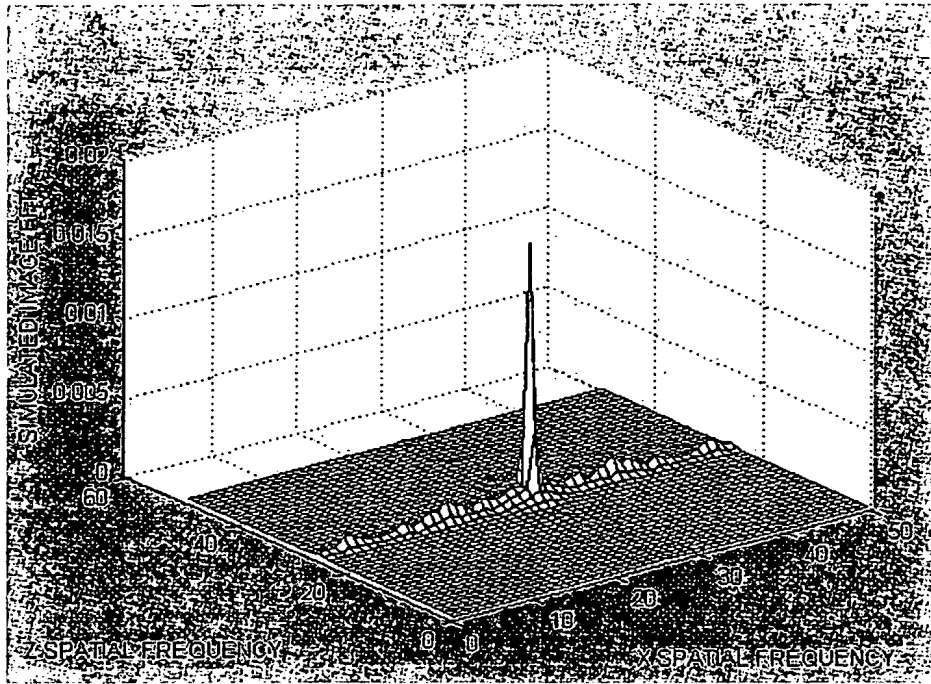


Fig. 4

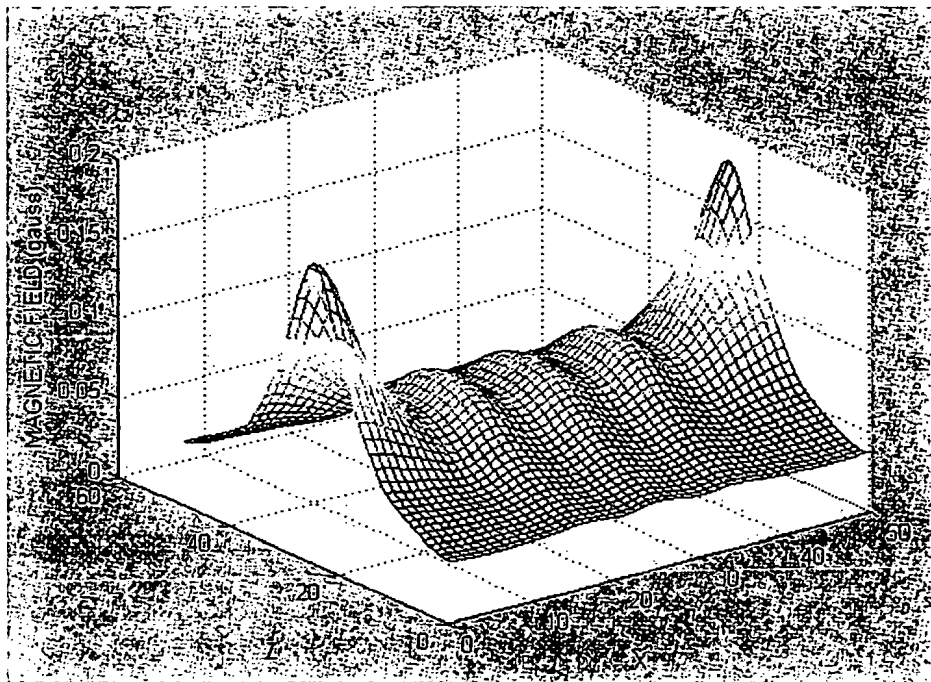
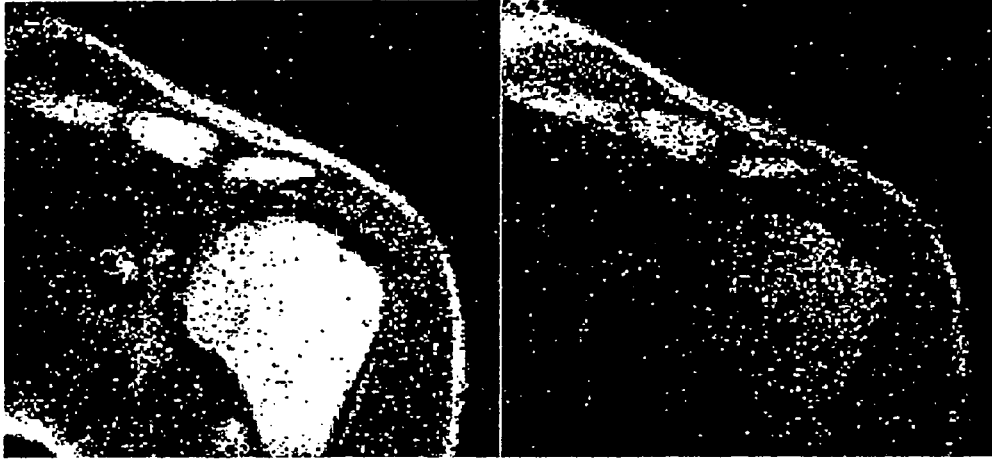


Fig. 5



Bobina 1

Bobina 2

Fig. 6

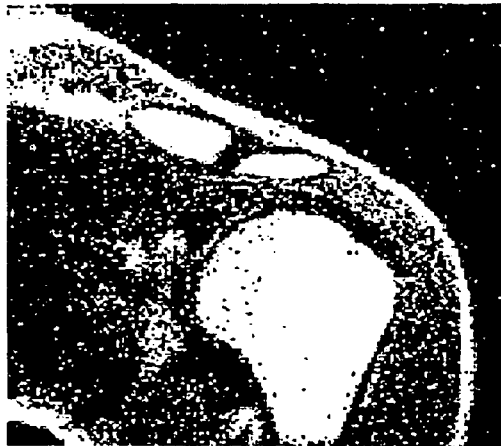


Fig. 7



Fig. 8