

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 578 706**

51 Int. Cl.:

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/54 (2006.01)

G01R 33/56 (2006.01)

G01R 33/565 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.04.2009 E 09732976 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.03.2016 EP 2283376**

54 Título: **Mejora de la obtención de imágenes por resonancia magnética en relación a la corrección de artefactos de desplazamiento químico y de inhomogeneidad de intensidad**

30 Prioridad:

17.04.2008 US 45888

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

29.07.2016

73 Titular/es:

**ADVANCED MR ANALYTICS AB (100.0%)
Badhusgatan 5
582 22 Linköping, SE**

72 Inventor/es:

**DAHLQVIST LEINHARD, OLOF;
BORGA, MAGNUS y
LUNDBERG, PETER**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 578 706 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

Mejora de la obtención de imágenes por resonancia magnética en relación a la corrección de artefactos de desplazamiento químico y de inhomogeneidad de intensidad

5

Campo técnico

La presente descripción se refiere a la mejora de las imágenes adquiridas a partir de sistemas de obtención de imágenes por resonancia magnética. Más específicamente se refiere a la corrección de una inhomogeneidad en la intensidad de dichas imágenes.

10

Antecedentes

El método de adquisición y reconstrucción sensible a fase, tal como un método “en fase y fuera de fase” del que el método Dixon puede ser el mejor conocido, véase por ejemplo W. T. Dixon, “Simple proton spectroscopic imaging”, Radiology, vol. 153(1), págs. 189-194, 1984, tiene muchas ventajas. El tratamiento de imagen Dixon proporciona dos imágenes, una mostrando el contenido graso en cada vóxel y una que muestra el contenido de agua en cada vóxel. Por ello las imágenes Dixon no están afectadas adversamente por efectos de volumen parcial. Las imágenes de grasa y agua separadas son también útiles en el proceso de segmentación. Brevemente, el tratamiento de imagen Dixon se realiza mediante la adquisición de dos imágenes separadas: una en la que las señales de la grasa G y el agua A no están en fase ($NF = A - G$) y otra en la que están en fase ($EF = A + G$). Idealmente, puede así obtenerse el agua y la grasa de la suma y diferencia de estas imágenes, respectivamente, y la cantidad de contenido en cualquier región de interés puede calcularse como la integral de la imagen de grasa en esa región.

15

20

25

30

35

Un artefacto de desplazamiento químico manifestado como un artefacto de desplazamiento agua - grasa provoca la distorsión en las imágenes de agua-grasa obtenidas usando adquisición y reconstrucción sensible a fase, como en el método Dixon. La frecuencia de resonancia de los protones en el lípido metileno humano $[CH_2]_n$ y el agua difieren en 3,5 ppm correspondiente a 224 Hz y a una intensidad de campo de 1,5 T. Esta diferencia intrínseca puede utilizarse para una separación efectiva de grasa y agua usando la adquisición y reconstrucción sensible a fase. Sin embargo, una consecuencia de la utilización del desplazamiento a la frecuencia de resonancia en dichos métodos es el registro espacial erróneo en la dirección de codificación de la frecuencia conocido como artefacto de desplazamiento químico, en el caso de que las imágenes de grasa y agua, el artefacto de desplazamiento agua-grasa. En la obtención de imágenes por resonancia magnética (IRM) la frecuencia se usa para codificar la posición espacial de la señal. Cuando se sintoniza el pulso de RF a la frecuencia del agua, la grasa tendrá un desplazamiento de frecuencia relativa que no podrá distinguirse de la diferencia de fase introducida por la codificación de frecuencia. El artefacto de desplazamiento agua-grasa aparece normalmente próximo a estructuras de grasa y es provocado por el gradiente bipolar que se esté usando.

40

Se ha propuesto un protocolo de retroceso, véase por ejemplo Cunningham “Magnetic Resonance in Medicine”, 2005, págs.1286-1289, para eliminar el problema cuando la falta de registro es constante entre los instantes de adquisición, pero tiene el efecto de disminuir la relación señal a ruido (SNR).

45

El efecto del artefacto de desplazamiento agua-grasa es normalmente no despreciable en una reconstrucción sensible a fase tal como en el tratamiento de imagen Dixon. Los artefactos que se originan por el desplazamiento agua-grasa deberían gestionarse por ello para aprovechar completamente la altamente efectiva supresión agua y grasa y el elevado SNR que se permite por la técnica. Un ejemplo específico de una situación en la que el artefacto resulta importante es durante el examen de estructuras delgadas o superficies de órganos rodeadas por grasa donde frecuentemente la cuestión clínica es juzgar si el tejido patológico penetra o no en la estructura.

50

55

60

El predominio de la inhomogeneidad de la intensidad en IRM es debido a factores tales como la inhomogeneidad del campo estático, la no uniformidad del campo de excitación en RF, no homogeneidad en la sensibilidad de la bobina de recepción y movimientos del paciente. El efecto de la no uniformidad es normalmente una variación de intensidad no anatómica que varía lentamente a través de la imagen. Aunque a veces puede ser difícil ver la no uniformidad de la intensidad mediante inspección visual hay implicaciones que significativamente pueden disminuir los resultados de segmentación y registro dado que muchas técnicas de imagen médica se basan en las suposiciones de que los mismos tejidos tienen la misma intensidad en todo volumen. De modo más importante afecta a la cuantificación lineal de la señal de RM. Un vóxel que contenga una cierta cantidad de grasa debería tener la misma intensidad de señal, independientemente de donde se localiza en el espacio. Esto no es verdadero en el caso de una incidencia de inhomogeneidad de la intensidad.

65

El documento EP0851236 desvela un método de determinación del contenido de agua en una imagen por resonancia magnética mediante la identificación de puntos de imagen de tejido graso. La imagen es corregida respecto a no uniformidad de intensidad espacial por medio de un espectro uniforme.

65

Métodos adicionales de segmentación de un conjunto de puntos de imagen en una imagen se presentan en Hou, Z., “A review on MRI image intensity inhomogeneity correction”, International Journal of Biomedical Imaging, vol. 2006,

2006, páginas 1-11.

Sumario de la invención

5 A la vista de lo anterior, un objetivo general de la presente divulgación es presentar una solución que supere o al menos alivie los problemas de la técnica anterior.

10 Un objetivo más específico es presentar una solución que permita la corrección del, o al menos el alivio de los efectos del, artefacto de desplazamiento químico en una imagen adquirida desde un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

15 Se ha descubierto que la compensación de modo iterativo del efecto de falta de registro, es decir el artefacto de desplazamiento químico, puede ser un enfoque efectivo. Se ha desarrollado un método iterativo dirigido a este enfoque.

Otro objetivo más específico es presentar una solución que permita la corrección de, o al menos el alivio de los efectos de, la inhomogeneidad de la intensidad en una imagen adquirida desde un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

20 A diferencia de otros métodos de adquisición de reconstrucción sensible a fase, tal como el método Dixon de dos puntos, puede proporcionar volúmenes puros de grasa y agua. Por lo tanto no hay normalmente problema en distinguir diferentes tejidos en el mismo volumen. Se ha descubierto que una forma eficiente de corregir la inhomogeneidad de la intensidad en volúmenes de imágenes adquiridos con el uso por ejemplo de una técnica Dixon de dos puntos es localizar los vóxeles que corresponden a un tejido adiposo puro y estimar un campo de corrección a partir de estos puntos. Se ha desarrollado un método dirigido a esta idea.

25 La invención se define por las reivindicaciones independientes adjuntas. Las realizaciones preferidas se exponen en las reivindicaciones dependientes y en la siguiente descripción y dibujos.

30 Por ello, de acuerdo con un primer aspecto, se proporciona un método para la producción de un campo de corrección de intensidad con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética, de acuerdo con la reivindicación 1 y de acuerdo con un segundo aspecto, un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de acuerdo con la reivindicación 11.

35 El método del primer aspecto tiene varias aplicaciones. Pueden ser en la estimación de un contenido de grasa preciso que permite la integración de la grasa en la imagen evitando efectos de volumen parcial. La aplicación del campo de corrección a la imagen de agua reconstruida proporciona una referencia de intensidad que es estable también después de la inyección del agente de contraste cuando la influencia del contraste sobre la señal de la grasa es despreciable.

40 Realizaciones preferidas con relación al primer y el segundo aspecto se siguen de las reivindicaciones 2-8, 12 y 13, respectivamente.

45 El campo de corrección de intensidad puede usarse preferiblemente para corregir cualquier imagen adquirida usando el sistema de IRM que proporciona datos a partir de los que se generó el campo de corrección de intensidad, es decir cualquier imagen a partir del mismo conjunto de datos de imagen y/o a partir de cualquier otro conjunto de datos de imagen.

50 La obesidad es hoy en día un problema creciente en muchas partes del mundo. Se considera generalmente que el diagnóstico no favorable en sujetos sedentarios con obesidad abdominal es debido a grandes cantidades de grasa intra-abdominal. Para estudiar dichos efectos, el método de acuerdo con el primer aspecto puede extenderse de acuerdo con lo que se desvela en la reivindicación 4 y reivindicaciones dependientes de la misma. Esto permite medir de modo cuantitativo la composición de grasa abdominal a partir de imágenes de RM. Se miden ventajosamente tres tipos diferentes de grasa: subcutánea, interna visceral y no visceral. Para evitar la dependencia del operador y un trabajo manual extenso, permitiendo de ese modo estudios más grandes, el método puede automatizarse completamente. Esto lo distingue de la mayor parte de los métodos publicados previamente. Adicionalmente, el método permite medir de modo cuantitativo el contenido en grasa en cada vóxel individual para evitar efectos de volumen parcial.

60 **Breve descripción de los dibujos**

Lo anterior, así como otros aspectos, objetivos, características y ventajas de la presente invención, se entenderán mejor a través de la descripción detallada a continuación ilustrativa y no limitativa, con referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos.

65 La Fig. 1a-f muestra esquemáticamente diferentes señales de ejemplo en un tratamiento de imagen Dixon de 2

puntos.

La Fig. 2 muestra esquemáticamente etapas del método de producción de una imagen con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

La Fig. 3 ilustra esquemáticamente una realización del sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

La Fig. 4 muestra las etapas de una realización de un método de producción de un campo de corrección de intensidad con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

La Fig. 5 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética.

La Fig. 6a-b muestra histogramas de señal de grasa antes y después de la corrección de intensidad resultante de un experimento usando un método de acuerdo con una realización.

Descripción de realizaciones preferidas

Corrección del artefacto de desplazamiento químico

La Fig. 1a-f muestra esquemáticamente diferentes señales de ejemplo en el tratamiento de imagen Dixon de 2 puntos, en el que la Fig. 1a muestra una señal de agua, la Fig. 1b muestra una señal de grasa, la Fig. 1c muestra una señal en fase, la Fig. 1d muestra una señal fuera de fase, la Fig. 1e muestra una señal de agua reconstruida y la Fig. 1f muestra una señal de grasa reconstruida. Las señales de una adquisición Dixon de dos puntos después de la reconstrucción sensible a fase pueden describirse como:

$$EF(x) = A(x) + G(x) * \delta(x + DAG) \tag{1}$$

$$NF(x) = A(x) - G(x) * \delta(x - DAG) \tag{2}$$

en las que δ es la función delta de Dirac, A la señal de agua, G la señal de grasa y DAG el desplazamiento agua-grasa. El asterisco * en las ecuaciones define una convolución. Combinando las señales EF y NF deberían proporcionar idealmente volúmenes de agua y grasa separados como en las Figs. 1a-b, pero la falta de registro espacial introducido por el artefacto de desplazamiento químico conduce a (Figs. 1e-f):

$$EF(x) + NF(x) = 2A(x) + G(x) * \delta(x + DAG) - G(x) * \delta(x - DAG) \tag{3}$$

$$EF(x) - NF(x) = G(x) * \delta(x + DAG) + G(x) * \delta(x - DAG) \tag{4}$$

La consecuencia del artefacto es un efecto de filtrado paso bajo en el volumen de grasa extraído y un efecto de contaminación derivativa sobre la señal de grasa verdadera en el volumen de agua extraído. El desplazamiento agua-grasa DAG es conocido, lo que significa que puede compensarse, creando volúmenes sintéticos en fase (EF') y fuera de fase (NF') sintonizados a la frecuencia del lípido metileno:

$$EF'(x) = EF(x) * \delta(x - DAG) = A(x) * \delta(x - DAG) + G(x) \tag{5}$$

$$NF'(x) = NF(x) * \delta(x + DAG) = A(x) * \delta(x + DAG) + G(x) \tag{6}$$

Estas ecuaciones conducen a expresiones alternativas para grasa y agua:

$$EF'(x) + NF'(x) = A(x) * \delta(x + DAG) + A(x) * \delta(x - DAG) \tag{7}$$

$$EF'(x) - NF'(x) = 2G(x) + A(x) * \delta(x - DAG) - A(x) * \delta(x + DAG) \tag{7}$$

A partir de (3) y (8) pueden extractarse expresiones para las señales de grasa y agua verdaderas para crear:

$$A(x) = \frac{EF(x) + NF(x)}{2} - K \frac{G(x) * \delta(x + DAG) - G(x) * \delta(x - DAG)}{2} \tag{9}$$

$$G(x) = \frac{EF'(x) - NF'(x)}{2} - K \frac{A(x) * \delta(x - DAG) - A(x) * \delta(x + DAG)}{2} \tag{10}$$

La constante K se introduce con finalidades de estabilización. Dado que la señal de grasa verdadera es desconocida el volumen de grasa filtrado paso bajo extraído a partir del método Dixon puede usarse como una suposición inicial. Basándose en lo anterior, puede deducirse el esquema de corrección siguiente:

Etapas

Fijar el valor de grasa inicial:

$$G(x) = \frac{EF(x) + NF(x)}{2} \quad (11)$$

Etapa 2

5 Calcular el nuevo valor de agua a partir de (9):

$$A(x) = \frac{EF(x) + NF(x)}{2} - K \frac{G(x) * \delta(x + DAG) - G(x) * \delta(x - DAG)}{2} \quad (12)$$

10 Etapa 3

Calcular el nuevo valor de grasa a partir de (10):

$$G(x) = \frac{EF(x) - NF(x)}{2} - K \frac{A(x) * \delta(x - DAG) - A(x) * \delta(x + DAG)}{2} \quad (13)$$

15 Repetir la etapa 2 hasta que se cumpla un criterio especificado o se alcance un número definido de iteraciones.

20 Se sabe que los factores $(EF + NF)/2$ y $(EF' - NF')/2$ en las expresiones 12 y 13 no cambian entre iteraciones y por ello pueden verse como una señal de agua sin corregir A_{nocorr} y una señal de grasa sin corregir G_{nocorr} , respectivamente. En cada iteración las señales sin corregir A_{nocorr} y G_{nocorr} pueden verse como corregidas por los factores en las expresiones 12 y 13 que comprenden la constante K, factores que por ello pueden verse como un factor de corrección de la señal de agua A_{corr} y un factor de corrección de la señal de grasa G_{corr} , respectivamente.

25 Por ello, las expresiones 11-13 y el enfoque iterativo, puede describirse por las siguientes expresiones y etapas:

a)

$$G_n = (EF - NF)/2, n=0; \quad (14)$$

30 b)

$$V_{n+1} = A_{nocorr} - A_{corr}(G_n); \quad (15)$$

35 c)

$$G_{n+1} = G_{nocorr} - G_{corr}(A_{n+1}); \quad (16)$$

$$n = n + 1;$$

40 d) repetir desde b) hasta que se cumpla un criterio especificado o se alcance un número definido de iteraciones.

45 Aunque los ejemplos del presente documento se basan principalmente en una situación agua-grasa en la que la frecuencia de resonancia del agua es la frecuencia de referencia "en fase", lo que normalmente es el caso, se entenderá que la solución que se ha presentado no depende de esto y es aplicable también a otras situaciones. A partir de la física y matemática subyacente a la solución presentada es claro, dado que ni la física ni la matemática dependen de los nombres que se le han dado a las cosas, que la solución es aplicable también cuando por ejemplo, grasa es la referencia "en fase", o en cualquier situación de señales primera y segunda compatibles con IRM con diferentes frecuencias de resonancia.

50 La Fig. 2 muestra esquemáticamente etapas de un método de producción de una imagen con un sistema IRM. En una primera etapa 120 se adquiere un conjunto de datos de imagen con el sistema IRM y en la etapa 130 se forman los componentes de la imagen en fase y fuera de fase EF, NF a partir del conjunto de datos. Siguen a continuación las etapas 140-180 que corresponden a las etapas a) - d) anteriormente descritas.

55 En la etapa 140, se fija una segunda señal, por ejemplo una señal de grasa G_n , a sus valores de arranque iniciales para tener algo desde lo que comenzar. Los valores iniciales se han supuesto, pero se entiende que se prefiere normalmente que los valores iniciales sean iguales o próximos a los que pueden deducirse a partir del componente en fase EF y el componente fuera de fase NF sin ninguna compensación por el artefacto de desplazamiento químico implicada, es decir, que la señal de grasa G_0 es inicialmente una función de EF y NF, por ejemplo $G_0 = (EF - NF)/2$, como en la etapa a).

60 En la etapa 150 se genera una primera señal usando la segunda señal (fijada en el valor inicial o calculada en una iteración previa), por ejemplo se calcula una señal de agua A_{n+1} usando la señal de grasa G_n como en la etapa b).

En la etapa 160 se genera una segunda señal usando la primera señal (calculada en la etapa 150), por ejemplo se calcula una señal de grasa G_{n+1} usando la señal de agua A_{n+1} calculada como en la etapa c).

- 5 En la etapa 170 se comprueba si se ha satisfecho un criterio, normalmente si se han alcanzado o no un número predeterminado de iteraciones, lo que puede realizarse mediante la comprobación del valor de un parámetro entero n . Si se ha cumplido el criterio, se produce una imagen resultante en la etapa 180, imagen resultante que tiene un artefacto de desplazamiento químico corregido, o al menos reducido, siendo la imagen resultante por ejemplo una imagen de grasa, una imagen de agua, o una imagen conjunta de las mismas. Si no se ha cumplido el criterio,
10 puede incrementarse el parámetro entero n en uno y se arranca una siguiente iteración desde la etapa 150.

La Fig. 3 ilustra esquemáticamente una realización del sistema IRM configurado de modo que puede llevar a cabo el método explicado anteriormente. El sistema comprende medios de adquisición 101, por ejemplo un hardware de adquisición de datos controlado por ordenador que puede conectarse a un conjunto de imanes, configurado para
15 adquirir el conjunto de datos de imágenes, es decir de modo que puede llevar a cabo la etapa 120, y medios de reconstrucción 103, por ejemplo un ordenador, configurado, preferiblemente por software, para formar un componente de imagen en fase, y un componente de imagen fuera de fase a partir del conjunto de datos adquiridos, es decir de modo que puede llevar a cabo la etapa 130. Adicionalmente el sistema comprende medios de corrección 105, también normalmente un ordenador, que se configura, preferiblemente por software, para compensar un artefacto de desplazamiento químico de modo iterativo y generar primera y segunda señales compensadas, es decir configurado de modo que puede llevar a cabo las etapas 140-170. Un medio de generación de imagen 107 se configura para producir una imagen resultante basándose en la primera y/o segunda señales compensadas, es decir configurado de modo que puede llevar a cabo la etapa 180, y es también normalmente un ordenador configurado por software. Los ordenadores a los que se hace referencia como ejemplos pueden ser el mismo u ordenadores separados, y pueden ser ordenadores de propósito general o específicos en términos de software y/o hardware.
20
25

Evaluación 1

Se usó en un objeto simulado, dimensional que contenía grasa y agua para evaluación del método basado en el esquema de corrección de acuerdo con las expresiones 11-13. Se introdujo la resolución limitada en comparación con el DAG de la imagen mediante, convolución del objeto simulado con una función de sincronismo multiplicada con un filtro de hamming. En las simulaciones se usó un DAG de 0,415, dado que el DAG en la mayor parte de aplicaciones, debido a limitaciones físicas, es aproximadamente 0,4-0,5 píxeles a 1,5 T si se usa para la resolución deseada el ancho de banda más bajo posible y los tiempos de eco fuera de fase y en fase más cortos posibles. Se calcularon las imágenes EF y NF obtenidas. Las señales de agua y grasa obtenidas sin corrección DAG se compararon con las señales de agua y grasa corregidas correspondientes, y se estudiaron los residuos usando 15 iteraciones y valores de K de 0,80 y 0,95.
30
35

La señal de agua y grasa corregida del objeto simulado mostró claras mejoras en comparación con las señales originalmente reconstruidas. El efecto de filtrado paso bajo en la señal de grasa y los artefactos de anillos alrededor de objetos grasos en la señal de agua se eliminaron cuando se usaron altos valores de la constante K .
40

Evaluación 2

Se analizó la influencia del ruido por el método usando el esquema de corrección de acuerdo con las expresiones 11-13. Este estudio se realizó mediante I) adición de ruido gaussiano a imágenes EF y NF de valor real que se crearon sin ninguna señal de agua y grasa y II) usando ruido gaussiano con diferente amplitud como señales de agua y grasa. Se evaluó el efecto del diferente número de iteraciones, la constante, K , y el impacto del ruido en diferentes SNR, mediante el cálculo de la desviación estándar, DE , del residuo de imagen de agua corregida, (obtenida a partir de la diferencia de la señal de agua obtenida tras la corrección y la señal de agua original usada para la generación de las señales en la simulación). Adicionalmente, III) se calculó la DE en una imagen en vivo corregida en una zona de interés (ZDI) colocada en un tejido de hígado homogéneo y se comparó con la DE en una imagen no corregida correspondiente.
45
50

En la evaluación de acuerdo con I), se trazaron los valores resultantes de $(DE_{\text{corregida}} - DE_{\text{nocorregida}}) / DE_{\text{nocorregida}}$ para 5, 10, 15, 30 y 60 iteraciones en función de K . La solución mostró que el método es estable para todos los $K < 1$, sin embargo, se vio un efecto de amplificación del ruido para $K > 0,8$ y un efecto de filtrado paso bajo para $0 < K < 0,8$. Fueron suficientes 15 iteraciones para alcanzar una solución estable cuando $K \leq 0,95$.
55

En la evaluación de acuerdo con II), K se mantuvo en el intervalo 0 a 1. Se añadió ruido gaussiano a EF y NF proporcionando una relación señal a ruido en las imágenes EF de 0, 0,5, 1 y 5, en la que la SNR se define como la DE de la amplitud del ruido en las imágenes de agua y grasa dividida por la DE del ruido añadido a las imágenes EF y NF. También en este caso se trazaron $(DE_{\text{corregida}} - DE_{\text{nocorregida}}) / DE_{\text{nocorregida}}$ usando 15, 30 y 60 iteraciones. La tasa de convergencia disminuyó para valores más altos de K . Las señales con elevada SNR parece que se corrigen más efectivamente usando valores de K próximos a 1 cuando el efecto de la amplificación del ruido se hace insignificante. A SNR más bajos los valores óptimos de K parece que se hacen más bajos. Fueron suficientes 15
60
65

iteraciones para alcanzar la convergencia también para señales con una SNR más alta. Para señales de SNR alta puede usarse la utilización de valores de K más altos para obtener una corrección óptima.

5 En la evaluación de acuerdo con III) se observó una menor influencia de la DE probablemente debido a diferentes características del ruido.

Evaluación 3

10 También aquí se evaluó el método basándose en el esquema de corrección de acuerdo con las expresiones 11-13. La adquisición de datos, y se adquirieron imágenes NF y EF de implementación de resolución con reconstrucción sensible a fase en TE 2,3 ms y 4,6 ms con un escáner de RM Achieva 1,5 T (Philips Medical Systems, Best, Holanda). Se ajustó una secuencia de pulsos THRIVE estándar (grasa suprimida, muestreo radial, y adquisición tridimensional del eco de campo turbo) mediante la eliminación de la supresión de grasa y la adición de una salida de lectura de eco invertido extra. Las imágenes se adquirieron en una contención de la respiración de 23 s usando una bobina corporal de detección de cuatro elementos sobre un voluntario saludable. Se adquirieron 40 cortes usando un grosor de corte de 4 mm usando una resolución en plano de $2 \times 2 \text{ mm}^2$, el DAG fue de 0,415 píxeles, el TEOP fue de 2,3 ms, el TEIP fue de 4,6 ms y el TR fue de 6, 5 ms. Todas las imágenes se interpolaron a una resolución de $1 \times 1 \text{ mm}^2$ en plano y un grosor de corte de 2 mm. Las imágenes EF y NF corregidas en fase se obtuvieron usando una versión tridimensional del método anti-gradiente, véase por ejemplo J. Rydell, H. Knutsson, J. Pettersson, A. Johansson, G. Farnebäck, O. Dahlqvist, P. Lundberg, F. Nyström, y M. Borga, "Phase sensitive reconstruction for water/fat separation in MR imaging using inverse gradient", en International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'07), Brisbane, Australia, octubre de 2007, y en Rydell J, Johansson A, Dah/qvist Leinhard O, Knutsson H, Farnebäck G, Lundberg P, Borga M. Three dimensional phase sensitive reconstruction for water/fat separation in MR imaging using inverse gradient. En Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine annual meeting (ISMRM'08) Toronto, Canadá: ISMRM, 2008.

30 Tras la aplicación de la resolución iterativa, es decir el esquema de corrección, se calcularon imágenes EF y NF corregidas usando un intervalo de valores K desde 0,5 a 1,05 y 15 reiteraciones. La resolución iterativa se implementó en Matlab (The MathWorks, Inc, Massachusetts, Estados Unidos). Antes de la aplicación de la parte iterativa del esquema de corrección, las imágenes se interpolaron a una separación de píxeles que coincidía exactamente con el desplazamiento agua - grasa usando una transformada de Fourier rápida (FFT) basándose en el método de interpolación. Después de esta operación se realizaron todas las convoluciones en el método iterativo usando desplazamientos de 1 píxel de las señales, por ello sin necesidad de ninguna interpolación adicional. Se sabe que dicha interpolación antes de la aplicación de la parte iterativa del método es en general beneficiosa dado que por ejemplo permite una implementación más simple y más rápida.

40 Las imágenes de agua corregidas mostraron mejoras visibles en comparación con las imágenes originales. Los efectos más evidentes fueron en la capa de piel exterior pero también fueron evidentes en la zona alrededor de la espina dorsal. Los efectos en las imágenes de grasa fueron más difíciles de distinguir mediante inspección visual pero observando una diferencia de imágenes, el efecto de refinado del algoritmo de reconstrucción iterativo se hace evidente. Más evidentes fueron los efectos de la corrección en una imagen en fase corregida en donde se eliminaron el artefacto de desplazamiento grasa/agua y el artefacto de borde alrededor de los objetos de grasa.

45 Se estudiaron imágenes de agua y grasa originales y reconstruidas en fase después de la corrección del artefacto del desplazamiento químico usando 15 iteraciones y $K=0,84$ y $K=0,95$, junto con imágenes diferencia creadas tomando la imagen corregida – imagen original. Se estudiaron también trazados de líneas de intensidades de señal de agua y grasa antes y después de la corrección. Se observó la eliminación de los artefactos de amplificación de borde, la mejora de la amplitud de pico en las estructuras de grasa delgada corregidas (aproximadamente un incremento de 5-10 %), y la eliminación de puntos de señal negativa alrededor de estructuras de grasa. También se estudiaron trazados de líneas de señal de agua y grasa antes y después de la corrección usando $K=0,95$ y $K=0,80$. Se observó la eliminación del artefacto de la amplificación de borde que tiene lugar en la proximidad a estructuras de grasa, la eliminación del efecto de filtrado paso bajo en la imagen de grasa y el incremento de la amplitud de pico en estructuras de grasa delgadas (en un 5-10 %). Se realiza también una comparación con una imagen adquirida usando el método de "retroceso" de la técnica anterior. La DE de una imagen diferencia entre una señal de agua de "retroceso" y una señal de agua corregida fue el 27 % más baja en comparación con la DE de la imagen diferencia entre la señal de agua de "retroceso" y una señal de agua sin corregir cuando se midió en todos los cortes excluyendo vóxeles fuera del cuerpo.

60 Las conclusiones de lo anterior incluyen que el método desvelado tiene el efecto de reducir los artefactos de desplazamiento químico, que presenta una convergencia rápida y bajos requisitos computacionales. Dado que una ventaja que tiene el método iterativo presentado en el presente documento sobre el método de "retroceso", es la capacidad de obtener elevadas SNR, las realizaciones que dan como resultado pérdidas de SNR significativas son normalmente de menor interés. En este sentido un valor óptimo de la constante de estabilización K se ha encontrado para $K=0,80$. En este punto el efecto de filtrado paso alto del método se ha observado que se cancela por el efecto de filtrado paso bajo con valores de K más bajos. Otra perspectiva de la elección de la constante K óptima es que el

incremento de la amplitud del ruido debería ser significativamente más bajo en comparación con el incremento de la DE obtenida usando el método de “retroceso”, lo que da como resultado que pueden usarse valores de K más altos para obtener una corrección más efectiva. Con dichos valores más altos, puede usarse $K=0,95$ dado que las simulaciones en este valor dieron como resultado una SNR similar que con el método “retroceso” y las mediciones en vivo dieron aproximadamente un 5 % de incremento en la DE. Sin embargo, en general, para hallar un valor óptimo se deberían considerar las características de ruido exactas de las imágenes reconstruidas a partir del escáner de RM.

Tras la corrección de las imágenes de agua y grasa es posible calcular no solamente imágenes de agua pura y grasa sino también imágenes en y fuera de fase sin influencia del artefacto de desplazamiento agua-grasa. Una ventaja que el método iterativo presentado en el presente documento tiene sobre las otras técnicas de RM es que la influencia del artefacto puede reducirse de una forma rápida.

En ese trabajo se ha usado un método de reconstrucción sensible a fase basado en el cálculo del campo de gradiente inverso (véase J. Rydell, H. Knutsson, J. Pettersson, A. Johansson, G. Farnebäck, O. Dahlqvist, P. Lundberg, F. Nyström y M. Borga, “Phase sensitive reconstruction for water/fat separation in MR imaging using inverse gradient”, en la International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'07)) generalizado para resolver el campo de fase en tres dimensiones (véase Rydell J, Johansson A, Dahlqvist Leinhard O, Knutsson H, Farnebäck G, Lundberg P, Borga M. Three dimensional phase sensitive reconstruction for water/fat separation in MR imaging using inverse gradient. Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine annual meeting (ISMRM' 08) Toronto, Canadá: ISMRM, 2008). Sin embargo, la aplicación del método de corrección iterativo presentado en el presente documento es independiente del método usado para la estimación del campo de correlación de fase.

La aplicación de este método a esquemas de adquisición Dixon de tres puntos bipolares debería ser directa pero no se ha investigado en detalle. Una mejora posible del método puede ser permitir amplitud variable de la constante K en diferentes regiones de la imagen. A partir de lo precedente se puede observar que $K=0$ significa que la imagen de agua se calcula a partir de $EF + NF$ y que la imagen de grasa se calcula a partir de $EF' - NF'$ y por lo tanto no es igual al resultado de la reconstrucción de Dixon original en donde la imagen de grasa es de alguna manera filtrada paso bajo. Esto tiene el coste de la introducción de artefactos que se originan en los bordes de agua. Una solución óptima puede ser descrita probablemente por lo tanto usando valores de K altos en donde la SNR del otro componente de la señal es alta y bajo en zonas en donde la SNR es baja y se espera un efecto de amplificación del ruido por la corrección.

Corrección de inhomogeneidad de la intensidad

La Fig. 4 muestra esquemáticamente las etapas de una realización del método de producción de un campo de corrección de intensidad con un sistema de tratamiento de imágenes por resonancia magnética (IRM). En una primera etapa 210 se adquiere un conjunto de datos de imágenes usando el sistema de IRM. En una segunda etapa 220 se reconstruye la imagen basándose en el conjunto de datos de imagen adquiridos, conteniendo la imagen información de fase agua y grasa representada por un componente EF en fase y un componente NF fuera de fase. La adquisición y reconstrucción se realiza preferiblemente mediante un tratamiento de imagen Dixon de dos puntos. Sin embargo, hay también variantes del tratamiento de imagen Dixon anteriormente descritas, que, como se sabrá por el experto en la materia, son compatibles con soluciones presentadas en el presente documento, por ejemplo tratamiento de imagen Dixon de tres puntos, o cualquier otra técnica que dé como resultado componentes en fase y fuera de fase. Adicionalmente, hay también otras formas de medición del contenido de grasa usando IRM. Por ejemplo, dado que el tiempo de relajación T1 del tejido adiposo es más corto que el de la mayor parte de otros tipos de tejidos, se usa comúnmente la segmentación de imágenes ponderadas por T1. Sin embargo, debido a efectos de volumen parcial, esta técnica ha demostrado que subestima consistentemente el volumen de grasa.

Tras las etapas 210 y 220 sigue la etapa 230 en donde se identifican puntos de imagen de grasa pura, en este caso vóxeles de tejido adiposo puro, produciéndose una imagen de grasa pura. La no uniformidad de la intensidad en el volumen en fase, EF, y volumen de grasa extraído, G, son normalmente de próximas a iguales. Mediante el cálculo de un contenido de grasa relativo G_r , es decir una relación G/EF , puede alcanzarse una estimación del contenido de grasa en relación al contenido de agua sin el impacto de la no uniformidad de la intensidad, es decir el contenido de grasa relativo puede verse como insensible a variaciones de intensidad. Dado que se sabe que el tejido adiposo puro da como resultado aproximadamente el 90 % de la señal en la imagen de grasa y aproximadamente el 10 % de señal en la imagen de agua, puede usarse un sistema de umbral, que puede hacerse simple, de contenido de grasa relativo para identificar y recoger vóxeles de tejido adiposo puro. (En ausencia de no uniformidades de intensidad, todos los dichos vóxeles deberían tener la misma intensidad en, por ejemplo la imagen en fase EF.) Se eliminan preferiblemente los vóxeles localizados fuera del cuerpo. Por ello, pueden estimarse las variaciones de intensidad mediante el examen de los vóxeles que están situados dentro del cuerpo y tienen altos valores G_r de contenido en grasa relativa.

Otros criterios de prueba distintos de un sistema de umbral incluyen por ejemplo operadores morfológicos, tal como un requisito de que un vóxel para ser aceptado debe pertenecer a una estructura de grasa de un cierto tamaño y/o

forma. Otros criterios de prueba podrían basarse en la combinación de la codificación Dixon de las imágenes de RM con otras secuencias de pulsos de RM que proporcionan múltiples imágenes con diferentes propiedades de contraste. Puede usarse una máscara adicional para tener en cuenta solamente los valores en tejidos humanos. Esto puede hacerse mediante una operación de selección de umbrales iniciales con un umbral determinado empíricamente para valores de fondo. Esto es, puede usarse un criterio adicional para separar vóxeles de grasa verdadera de falsos positivos provocada por una baja intensidad de señal tanto en la imagen de grasa como en fase para tener en cuenta solo valores en tejidos humanos.

Sigue entonces la etapa 250 en donde se segmenta la imagen de grasa pura, preferiblemente mediante segmentación bimodal. La segmentación bimodal significa un proceso para determinar un valor de umbral apropiado basándose en un modelo bimodal de la distribución de señal.

En la etapa 260 se genera un campo de corrección de intensidad mediante la interpolación de una imagen G, que se basa en el componente EF en fase y el componente NF fuera de fase, usando la imagen segmentada, es decir se interpola un campo a partir de los vóxeles identificados. Cuando se han identificado vóxeles de tejido adiposo el campo de corrección se crea preferiblemente con una convolución normalizada, véase por ejemplo H. Knutsson y C-F. Westin. En Proc. of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, junio de 1993, págs. 515-523, en donde se ponderaron los vóxeles de grasa pura como 1 y los vóxeles restantes como 0. Es posible también ponderar usando un intervalo de valores más amplio, y por ejemplo valores no enteros, y aplicar por ejemplo valores desde, o ponderados con valores desde un intervalo más ancho, por ejemplo un valor no entero de un intervalo predefinido. La no uniformidad de la intensidad varía normalmente lentamente a través de la imagen, es decir la variación de la intensidad espacial es normalmente lenta, y por ello puede obtenerse un mapa de no uniformidad completo mediante interpolación de la intensidad de aquellos vóxeles que usan convolución normalizada. Se prefiere la convolución con un núcleo de suavizado gaussiano dado que suprime el ruido al mismo tiempo que se interpola el campo de corrección a partir de los puntos recogidos.

En la etapa 270, se produce una imagen resultante, y por ello de intensidad corregida, que puede implicar la aplicación del campo de corrección de intensidad a los componentes de la imagen en fase y fuera de fase, EF y NF. Por ello, puede reconstruirse un volumen. Por ejemplo, un volumen de grasa extraído puede dividirse mediante el campo de no uniformidad de la intensidad calculado, es decir el campo de corrección de la intensidad, para adquirir un volumen normalizado en intensidad. Las imágenes de agua A y grasa G pueden corregirse mediante multiplicación con la inversa de un mapa de no uniformidad de intensidad que corresponde al campo de corrección de intensidad. La aplicación del campo de corrección a la imagen de agua reconstruida proporciona una referencia de intensidad que es estable también después de la inyección del agente de contraste de modo que la influencia del contraste sobre la señal de grasa es despreciable. Por ello, el campo de corrección de intensidad generado puede usarse como una referencia y puede usarse para corregir no solo la imagen de grasa, sino también la imagen de agua, y también imágenes que se originen a partir de otros conjuntos de datos de imágenes adquiridos usando el sistema de IRM.

La Fig. 5 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética (IRM) configurado de modo que puede llevar a cabo el método explicado anteriormente. El sistema comprende medios de adquisición 301, por ejemplo un hardware de adquisición de datos controlado por ordenador que puede conectarse a un conjunto de imanes, configurado para adquirir el conjunto de datos de imagen, por ejemplo de modo que puede llevar a cabo la etapa 210, y medios de reconstrucción 303, por ejemplo un ordenador, configurado, preferiblemente por software, para reconstruir la imagen basándose en el conjunto de datos de imagen adquiridos, es decir de modo que puede llevar a cabo la etapa 220. Adicionalmente el sistema comprende un primer medio de corrección 305, también normalmente un ordenador, que se configura, preferiblemente por software, para compensar la inhomogeneidad de la intensidad, es decir configurado de modo que puede llevar a cabo las etapas 230-260. Un segundo medio de corrección 307 se configura para generar el campo de corrección de intensidad, es decir de modo que puede llevar a cabo la etapa 260, y que es también normalmente un ordenador que se ha programado por software. Un medio de generación de imagen 309 se configura para aplicar el campo de corrección de intensidad para producir una imagen resultante, es decir para llevar a cabo la etapa 270 y es también normalmente un ordenador configurado por software. En otra realización puede no haber medios de generación de imagen 309, en dicha realización el campo de corrección de intensidad puede guardarse sobre medios de almacenamiento, por ejemplo un archivo sobre una unidad de disco, para uso posterior. En una realización el campo de corrección se aplica por otros medios de generación de imágenes, que pueden ser separados.

En un experimento de recogida de datos y separación agua/grasa: se adquirieron 50 volúmenes de 20 pacientes diferentes. Se recogieron imágenes de RM de contención de la respiración (28 s) multi-corte y en fase (TE= 2,3 y 4,6 ms) usando un escáner de RM de 1,5 T (Philips Medical systems, Best, Holanda). El grosor del corte fue de 5 mm y el campo de visión fue de 290 x 200 x 410 mm (anterior-posterior, pies-cabeza, derecha-izquierda). El TR fue de 286 ms y el ángulo de batida fue de 80°. Las intensidades de señales fueron re-escaladas a la sensibilidad de la bobina de la cuadratura del cuerpo usando una reconstrucción de aspecto de nivel constante (CLEAR) y se usó el método del gradiente inverso [5] para la separación agua y grasa. RESULTADOS: las imágenes de grasa de agua original y corregida se normalizaron con un valor de pico de grasa correspondiente a un cien por cien de tejido adiposo. Se obtuvieron valores de pico mediante análisis del histograma de los vóxeles en las imágenes de grasa y

en la zona subcutánea y los histogramas de vóxeles subcutáneos antes y después de la normalización de intensidad se presentaron en las Figs. 2.3a-b. Se puede ver una mejora evidente en la imagen de grasa corregida. Se ve una mejora similar entre cortes y es más evidente próximos a los bordes de la bobina de recepción.

5 Por ello, para resumir, una solución simple y eficiente que puede usarse para tener en cuenta la inhomogeneidad de la intensidad en tratamiento de imagen Dixon de dos puntos es identificar los valores de tejido adiposo puro y estimar un campo de corrección mediante convolución normalizada. El método ha mostrado buena estabilidad en la evaluación de 50 conjuntos de datos. Tras la aplicación del campo de corrección hay señales notables que implican que la distribución de la intensidad a través del volumen ha mejorado. Las variaciones de intensidad vistas entre y dentro de los cortes se eliminaron de modo eficiente. Buscando en el histograma de grasa subcutánea (véase la Fig. 6b) todos los vóxeles tras la corrección de no uniformidad de intensidad y la comparación con un histograma correspondiente sin la corrección (véase la Fig. 6a), puede verse un pico distintivo de tejido adiposo puro sin efectos de dispersión provocados por variaciones de intensidad.

15 El método descrito anteriormente puede adaptarse ventajosamente, o usarse en, un método de cuantificación de grasa que puede usarse para cuantificación automática de grasa subcutánea, visceral y no visceral interna a partir de imágenes de RM adquiridas usando la técnica de Dixon de dos puntos en la región abdominal. El método de cuantificación de grasa incluye (1) desarrollo de una fase tridimensional para proporcionar imágenes de agua y grasa, (2) una corrección de inhomogeneidad de la intensidad de imagen (como en el método descrito anteriormente), y (3) un registro y segmentación no rígida del tejido. Es seguido por una integración de las imágenes de grasa corregidas dentro de diferentes compartimentos de grasa que evita efectos de volumen parcial asociados con los métodos de segmentación de grasa tradicionales. En otras palabras, el método de cuantificación de grasa comprende un cierto número de diferentes etapas: corrección de fase de imágenes Dixon de dos puntos, compensación de inhomogeneidad de la intensidad y segmentación de los diferentes tipos de grasa.

25 En la práctica, las inhomogeneidades del campo magnético provocan que la fase compleja de EF y NF de la imagen Dixon varíe a través de las imágenes y puede ser necesaria una corrección de fase antes de que puedan calcularse A y G. Se han propuesto varios métodos diferentes para la corrección de las imágenes Dixon en por ejemplo, J. Ma. *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 52, n.º 2, págs. 415-419, 2004, S. M.-H. Song et ál. *IEEE Transaction on Image Processing*, vol. 4, n.º 5, págs. 667- 676, mayo de 1995, y E.M. Akkerman y M. Maas. In *Proc. of the ISMRM Annual Meeting*, Niza, Francia, 1995, ISMRM, pág. 649. En experimentos se ha aplicado el método presentado en J. Rydell, et ál. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*. 2007; 10(Pt 1):210-8. y en Rydell J et ál. In *Proc. of the Int. Soc. for Magn. Res. In Med. annual meeting (ISMRM'08)*. Toronto, Canadá: ISMRM, 2008, para corrección de fase, método que se ha demostrado se comporta bien incluso en presencia de artefactos de fase graves. Por ello, el método de cuantificación de grasa, etapa 210 del método descrito anteriormente se extiende para englobar la corrección de fase.

40 En IRM la sensibilidad de inhomogeneidad de las bobinas de RF producen variaciones en la magnitud de la imagen a través del campo de visión. La variación en la sensibilidad afecta a la intensidad de la señal dentro del volumen 3D y adicionalmente hace difícil la comparación de las intensidades de señal entre diferentes exámenes. Esta no uniformidad degrada la calidad de la estimación del contenido de grasa, y por lo tanto necesita ser evitada, lo que es una razón por la que el método de corrección de la intensidad descrito precedentemente es ventajoso de usar con el método de cuantificación de grasa.

45 Preferiblemente, se usa un registro no rígido para la segmentación basada en atlas. Uno de dichos métodos de registro no rígido es el Morphon, véase por ejemplo H. Knutsson y M. Andersson. En la *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP'05)*, Génova, Italia, septiembre de 2005. En registro no rígido, se registra una imagen prototipo con una imagen objetivo mediante la deformación de modo iterativo del prototipo. La estimación de la deformación se calcula mediante la maximización de la similitud entre el prototipo y el objetivo. La medida de la similitud puede basarse en, por ejemplo, la intensidad de imagen o en información de fase local. Esta última tiene la ventaja principal de ser invariante a variaciones de intensidad entre imágenes. Por ello, se usa preferiblemente un enfoque basado en la fase.

55 En una aplicación de registro abdominal, se usó morphon para segmentar el tejido adiposo abdominal en tres tipos diferentes: subcutáneo, visceral y no visceral interno. Esto se realizó mediante el registro de un prototipo manualmente segmentado a la imagen de interés objetivo. El registro de un prototipo abdominal a una imagen de grasa en la región abdominal puede ser difícil debido a la alta variabilidad en la acumulación de grasa entre diferentes sujetos. Una ventaja significativa de la reconstrucción Dixon sensible a fase es que pueden obtenerse imágenes separadas de grasa y agua. Dado que la imagen de agua contiene estructuras tales como músculos, huesos y médula espinal, con menos variabilidad que las estructuras de tejidos adiposos, fue una elección preferible sobre la imagen de grasa para intentos de registro. Sin embargo, la imagen de agua también contenía áreas perturbadoras con elevada variabilidad. Esto puede producir una degradación significativa de los resultados del registro. La convolución normalizada con una máscara de certidumbre disminuye la influencia de estas regiones y la mejora del registro. Para realizar el proceso de encontrar las máscaras internas y viscerales más robustas, el registro se divide en dos etapas. La primera etapa registra un prototipo binario de una máscara binaria calculada aproximadamente de la región interna en la imagen objetivo. Este registro se aplica sobre una escala gruesa para

5 proporcionar una suposición inicial buena de la deformación global. Cuando se acaba la primera etapa, el campo de deformación resultante se aplica al segundo prototipo, creado a partir de la imagen de agua, antes de proceder a escalas de resolución más finas. Se crea una escala de certidumbre adicional, que cubre estructuras de músculos y huesos en la región abdominal, para reducir los efectos de las regiones de incertidumbre sobre el resultado del registro. Finalmente, se definen las máscaras sobre las regiones viscerales y no viscerales por la imagen prototipo. Estas se usan en la etapa de segmentación para etiquetar los diferentes compartimentos de la imagen objetivo. Antes de que se lance el registro, la imagen objetivo se somete a etapas de procesamiento previo inicial para crear máscaras binarias del cuerpo y de la región interna para la etapa de registro inicial. Los brazos y fondo de la imagen objetivo pueden eliminarse de modo eficiente del resto del cuerpo usando niveles temporales locales. Puede esperarse un mínimo local entre el cuerpo y los brazos, y éste se usa para segmentación del cuerpo. La eliminación de todo excepto de los componentes conectados mayores deja la máscara del cuerpo que se procesa adicionalmente mediante operaciones morfológicas para producir una máscara densa. Después de que se haya realizado el registro, se aplica el campo de deformación calculado a las etiquetas asociadas con la imagen prototipo. Por ello, la grasa en la imagen objetivo se etiqueta como partes viscerales y no viscerales internas. Cualquier tejido adiposo no asociado con cualquiera de estas etiquetas pertenece a la grasa subcutánea. Dado que la imagen Dixon proporciona imágenes separadas de agua y grasa, no se necesita ninguna segmentación para distinguir entre estos tipos de tejido. La finalidad del proceso de segmentación es separar el tejido adiposo en diferentes compartimentos.

20 El método de cuantificación de grasa presentado en el presente documento proporciona buenos resultados de segmentación también cuando la imagen objetivo difiere sustancialmente del prototipo. Un aspecto del método es que el registro del prototipo al volumen objetivo se realiza exclusivamente sobre imágenes de agua eliminando los errores de registro de la grasa subcutánea. Una validación ha mostrado una reducción muy fuerte de las variaciones de intensidad de la señal dentro y entre diferentes objetos. Esto significa que el método proporciona una integración muy precisa del contenido de grasa dentro de los diferentes compartimentos evitando los efectos de volumen parcial asociados con los métodos basados en la suma de vóxeles segmentados en imágenes fuertemente ponderadas por T1.

30 Los dibujos y la descripción precedente han de considerarse ejemplares y no restrictivos. La invención no está limitada a las realizaciones desveladas. Por ejemplo, en lo precedente, se ha ejemplificado la adquisición y reconstrucción como principalmente de acuerdo con un tratamiento de imágenes Dixon de dos puntos, sin embargo, tal como es conocido por un experto en la materia, también puede usarse un tratamiento de imagen Dixon de tres puntos y otros métodos de adquisición y reconstrucción sensibles a fase.

35 La presente invención se define por las reivindicaciones y pueden entenderse y efectuarse variaciones a las realizaciones desveladas por el experto en la materia con la puesta en práctica de la invención reivindicada, por ejemplo mediante el estudio de los dibujos, la divulgación y las reivindicaciones. Los signos de referencia entre paréntesis en las reivindicaciones son de ejemplo y no restrictivos.

REIVINDICACIONES

1. Un método para la producción de un campo de corrección de intensidad que permita la reconstrucción de un volumen con valores de intensidad normalizados con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética, comprendiendo el método:
- adquisición (210) de un conjunto de datos de imagen con un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética;
- reconstrucción (220) de la imagen basándose en el conjunto de datos de imagen, conteniendo la imagen reconstruida información de fase agua y grasa, y siendo la reconstrucción sensible a fase de modo que dé como resultado un componente de imagen en fase (EF) que comprende una señal de agua más grasa y un componente de imagen fuera de fase (NF) que comprende una señal de agua menos grasa;
- identificación (230) de puntos de imagen en la imagen reconstruida, puntos de imagen que de acuerdo con un criterio de prueba representan tejido de grasa pura produciéndose una imagen de grasa pura, en donde la identificación (230) comprende una etapa de estimación del contenido de grasa con relación al contenido de agua mediante el cálculo de un contenido de grasa relativo que es una relación entre un componente de la imagen de grasa y el componente de la imagen en fase;
- segmentación (250) de la imagen de grasa pura para producir una imagen segmentada libre de datos de imagen no de tejido; y
- generación (260) del campo de corrección de intensidad mediante la interpolación de una imagen de grasa (G) usando los puntos de imagen indicados en la imagen segmentada, siendo calculada dicha imagen de grasa basándose en el componente de la imagen en fase (EF) y el componente de la imagen fuera de fase (NF).
2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el método comprende además:
- compensación de una inhomogeneidad de la intensidad en la imagen reconstruida mediante la producción (270) de al menos una imagen resultante mediante la aplicación del campo de corrección de intensidad a los componentes de la imagen en fase y fuera de fase de la imagen reconstruida, representando la al menos una imagen resultante al menos una de entre:
- una imagen de agua,
una imagen de grasa, y
una imagen conjunta que representa tanto agua como grasa.
3. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el método comprende además la adquisición (210) de un segundo conjunto de datos de imagen con el sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética; y reconstrucción (220) de una segunda imagen basándose en dicho segundo conjunto de datos de imagen; y compensación de una inhomogeneidad de la intensidad en la segunda imagen reconstruida mediante la aplicación del campo de corrección de intensidad a un componente de imagen de la segunda imagen.
4. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que la etapa de reconstrucción (220) de la imagen basándose en el conjunto de datos de imagen comprende la corrección de fase del componente de imagen en fase y del componente de imagen fuera de fase.
5. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el criterio de prueba en la etapa de identificación (230) de los puntos de imagen en la imagen reconstruida comprende creación de un umbral, preferiblemente de un umbral de contenido de grasa relativo.
6. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que la etapa de segmentación (250) de la imagen de grasa pura comprende una segmentación bimodal.
7. El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que la interpolación de la imagen de grasa (G) en la etapa de generación (260) de un campo de corrección de intensidad comprende la convolución normalizada de los puntos de imagen en la imagen segmentada.
8. El método de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la convolución normalizada comprende la convolución con un núcleo de suavizado gaussiano.
9. Un programa informático que pueda cargarse dentro de la memoria interna de un ordenador, que comprende software adaptado para controlar un sistema de IRM (Obtención de Imágenes por Resonancia Magnética) para adquisición de datos de RM (Resonancia Magnética) y para realizar las etapas de una cualquiera de las reivindicaciones 1-8 cuando se ejecuta dicho programa en el ordenador.
10. Un medio legible por ordenador que tenga registrado en él un programa informático de acuerdo con la reivindicación 9.

11. Un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética para la producción de un campo de corrección de intensidad que permita la reconstrucción de un volumen con valores de intensidad normalizados, que comprende:

5 medios de adquisición (301) configurados para adquirir un conjunto de datos de imagen,
medios de reconstrucción (303) configurados para reconstruir una imagen basándose en el conjunto de datos de
imagen adquirido, conteniendo la imagen reconstruida información de fase agua y grasa representada por un
componente de imagen en fase que comprende una señal de agua más grasa y un componente de imagen fuera
de fase que comprende una señal de agua menos grasa,
10 un primer medio de corrección (305) configurado para:

provocar la identificación de puntos de imagen en la imagen reconstruida, puntos de imagen que de acuerdo
con un criterio de prueba representan tejido de grasa pura produciendo así una imagen de grasa pura, en
donde la identificación comprende una estimación del contenido de grasa con relación al contenido de agua
15 mediante el cálculo de un contenido de grasa relativo que es una relación entre un componente de la imagen
de grasa y el componente de la imagen en fase;
provocar la producción de una imagen segmentada basándose en imágenes de grasa pura, estando la
imagen segmentada libre de datos de imagen no de tejido, y
segundos medios de corrección (307) configurados para generar un campo de corrección de intensidad
20 mediante la interpolación de una imagen de grasa (G) usando los puntos de imagen indicados en la imagen
segmentada, siendo calculada dicha imagen de grasa basándose en el componente de la imagen en fase
(EF) y el componente de la imagen fuera de fase (NF).

12. Un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de acuerdo con la reivindicación 11, que
25 comprende además:

medios de generación de imagen (309) configurados para aplicar el campo de corrección de intensidad a los
componentes de imagen en fase y fuera de fase de la imagen reconstruida, representando la al menos una
imagen resultante al menos una de entre:

30 una imagen de agua,
una imagen de grasa, y
una imagen conjunta que representa tanto agua como grasa,
un componente de imagen de la segunda imagen.

13. Un sistema de obtención de imágenes por resonancia magnética de acuerdo con la reivindicación 11, que
35 comprende además:

40 medios de adquisición (301) configurados para adquirir un segundo conjunto de datos de imagen;
medios de reconstrucción (303) configurados para reconstruir una segunda imagen basándose en dicho segundo
conjunto de datos imagen; y
medios de generación de imagen (309) configurados para aplicar el campo de corrección de intensidad a un
componente de imagen de la segunda imagen.

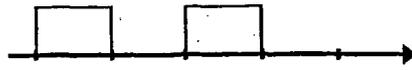


Fig. 1a

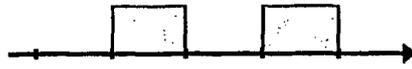


Fig. 1b

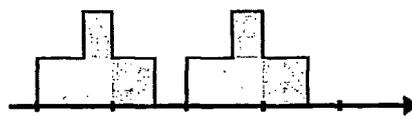


Fig. 1c



Fig. 1d

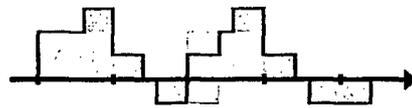


Fig. 1e



Fig. 1f

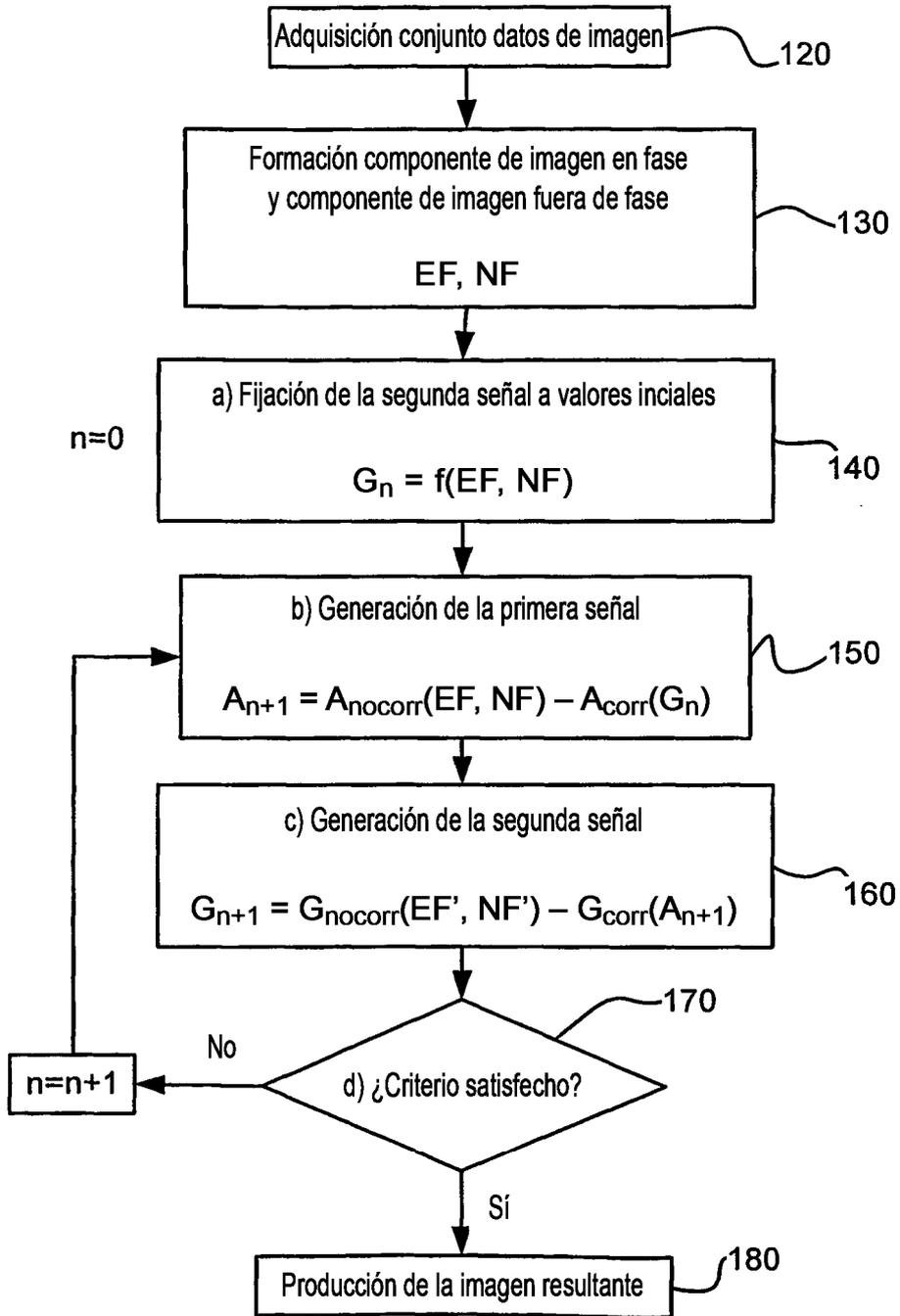


Fig. 2

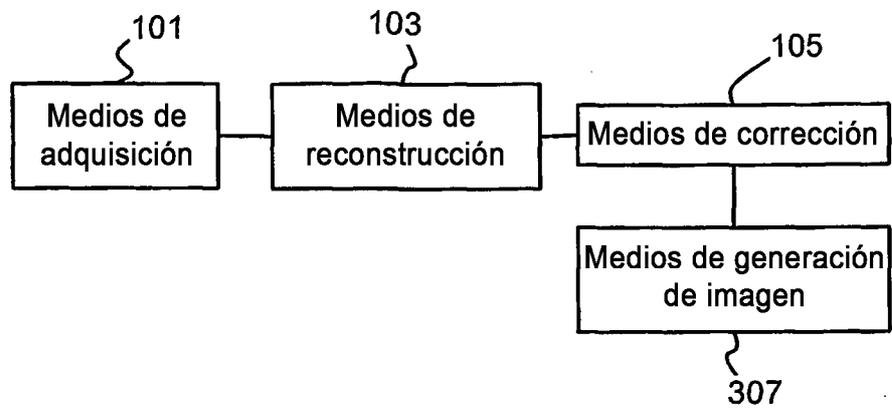


Fig. 3

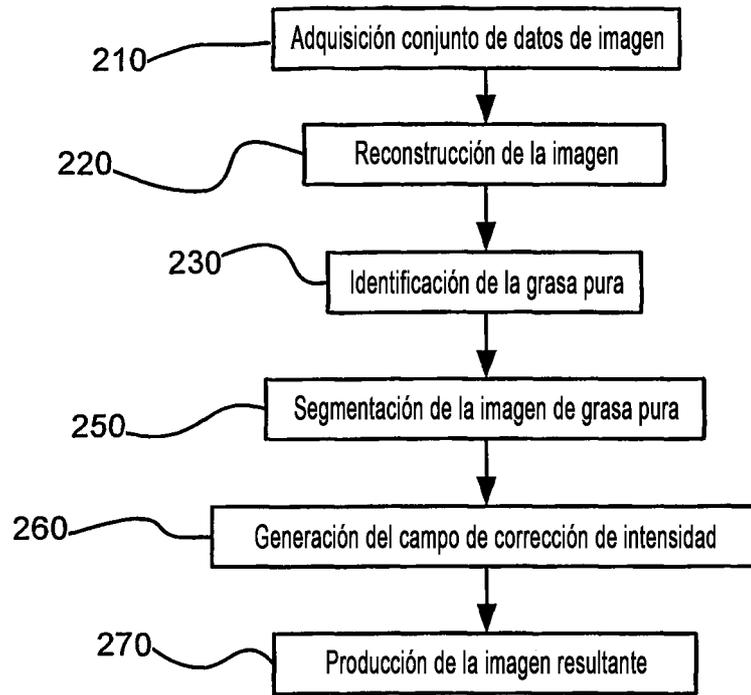


Fig. 4

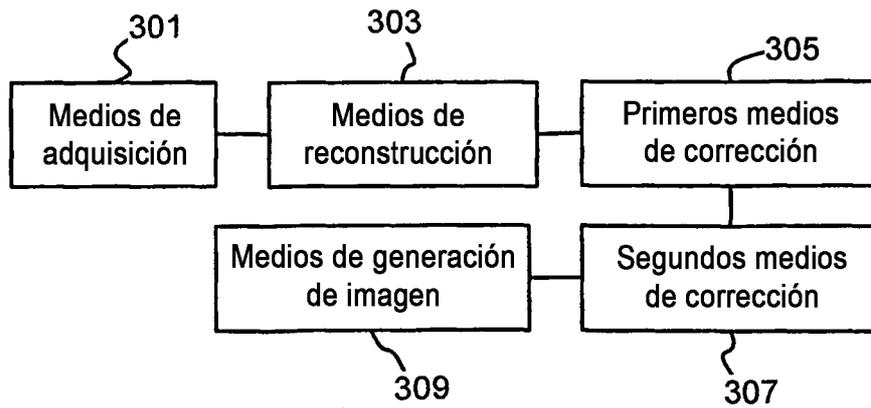


Fig. 5

Nvóxeles

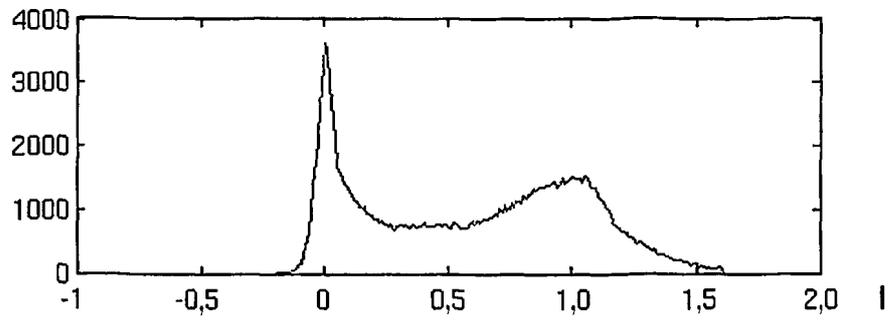


Fig. 6a

Nvóxeles

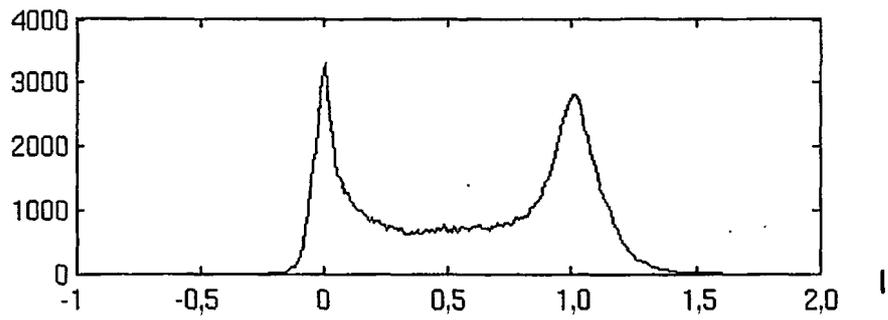


Fig. 6b