

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 692 163**

51 Int. Cl.:

G06T 11/00	(2006.01)
G01T 1/16	(2006.01)
G01R 33/48	(2006.01)
A61B 5/00	(2006.01)
G06T 7/11	(2007.01)
A61B 6/03	(2006.01)
A61B 5/055	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.03.2013 PCT/JP2013/059235**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **03.10.2013 WO13147013**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.03.2013 E 13767524 (5)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018 EP 2833163**

54 Título: **Método para generar imagen corregida en absorción pet a partir de imagen de rm y programa informático**

30 Prioridad:

28.03.2012 JP 2012074906

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.11.2018

73 Titular/es:

**SHIMADZU CORPORATION (100.0%)
1, Nishinokyo-Kuwabara-cho, Nakagyo-ku, Kyoto-shi
Kyoto 604-8511, JP**

72 Inventor/es:

**YAMAYA, TAIGA;
OBATA, TAKAYUKI;
SUGA, MIKIO;
KAWAGUCHI, HIROSHI y
YAMAKAWA, YOSHIYUKI**

74 Agente/Representante:

RIZZO , Sergio

ES 2 692 163 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

Método para generar imagen corregida en absorción pet a partir de imagen de rm y programa informático

5 CAMPO TÉCNICO

[0001] La presente invención se refiere a un método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM y a un programa informático y, más en particular, a un método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM mediante el que puede generarse una imagen de alta precisión para la corrección de la atenuación en PET cuando se genera una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM, así como a un programa informático para ejecutar dicho método. Un método de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 se da a conocer en M. Hofmann *et al.* "MRI-Based Attenuation Correction for Whole-Body PET/MRI: Quantitative Evaluation of Segmentation- and Atlas-Based Methods", The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 52, n.º 0, 01.09.2011, pp. 1392-1399.

ESTADO DE LA TÉCNICA

[0002] Los dispositivos de inspección capaces de hacer observaciones por dentro del cuerpo humano de manera mínimamente invasiva, tales como la TC (tomografía computarizada) por rayos X y la IRM (imagen por resonancia magnética) están disponibles de manera amplia desde hace unos años y contribuyen de manera considerable al diagnóstico médico. Dichos aparatos proporcionan, principalmente, una imagen morfológica obtenida mediante la visualización de una estructura de tejido del ser vivo como una imagen tomográfica o datos de volumen. Por el contrario, la imagen médica nuclear, representada por PET (tomografía por emisión de positrones) y SPECT (tomografía computarizada por emisión de un solo fotón) es un dispositivo diseñado para proporcionar una imagen funcional obtenida mediante la visualización cuantitativa de información fisiológica, tal como el consumo de glucosa, el flujo sanguíneo local, el consumo de oxígeno y la distribución de receptores de neurotransmisor. Con el reciente aumento de enfermedades tales como el cáncer, la demencia y las enfermedades arterioscleróticas, se están llevando a cabo avances en la investigación y aplicación clínica. La técnica PET también atrae la atención como una técnica poderosa para fomentar la investigación en imágenes moleculares para visualizar el comportamiento de las biomoléculas.

[0003] La técnica PET/TC, capaz de realizar de manera simultánea la formación de imágenes por PET y TC por rayos X ha sido desarrollada recientemente y se ha extendido en el campo clínico. Esto ha posibilitado el diagnóstico teniendo en cuenta tanto las funciones biológicas como el tejido corporal. Por ejemplo, en el diagnóstico del cáncer mediante PET, sólo la porción tumoral se genera con una intensidad alta. Por lo tanto, puede resultar difícil determinar en qué órgano se encuentra el tumor. En consecuencia, la superposición con TC por rayos X, que hace posible que se vea de manera excelente la forma de los órganos, es útil.

[0004] En lugar de la combinación con TC por rayos X, PET/IRM para llevar a cabo el diagnóstico en combinación con IRM ha atraído recientemente la atención. La técnica IRM no solamente puede visualizar el interior del ser vivo con una resolución espacial alta, sino que también presenta las características de que el contraste de tejido blando es mejor que con TC por rayos X y de que puede adquirirse una imagen funcional, tal como una imagen hemodinámica y una medición de concentración de producto metabólico mediante espectroscopia por resonancia magnética. La técnica PET/IRM presenta, además, una gran cantidad de ventajas, incluido que es posible evitar la exposición a la radiación, problema que se encuentra con la técnica PET/TC. Por lo tanto, su implementación es muy esperada (véase la literatura de no patente 1).

[0005] Un dispositivo de PET obtiene información a partir de radiaciones de aniquilación emitidas por un fármaco radioactivo que alcanzan detectores. La reconstrucción de imagen PET utiliza los datos de detección de las radiaciones de aniquilación emitidas en direcciones de 180°. Las radiaciones de aniquilación se someten a la atenuación cuando pasan a través de diversos tejidos del cuerpo para alcanzar los detectores. Como resultado, el rendimiento cuantitativo se interrumpe en gran medida en porciones profundas del sujeto. Para obtener una distribución del fármaco cuantitativa, ha de corregirse la atenuación de las radiaciones de aniquilación. Se crea una distribución espacial del coeficiente de atenuación de la radiación (μ -map) que se necesita para la corrección de la atenuación en la reconstrucción de imagen PET tradicional de acuerdo con la medición de transmisión (denominada tomografía de transmisión) aparte de la adquisición de datos de la PET. La tomografía de transmisión se lleva a cabo mediante la rotación de una fuente de radiación 12 alrededor del sujeto 10 y llevando a cabo la detección con un detector 14, tal y como se ilustra en la figura 1 (véase la literatura de patente 1 a 3). En el caso de PET/TC, la corrección de la atenuación se lleva a cabo, normalmente, mediante la conversión de la imagen de TC por rayos X en un μ -map sin la tomografía de transmisión anterior.

[0006] El IRM recopila las intensidades obtenidas de los protones (núcleos de hidrógeno) en los tejidos y, por lo tanto, no puede obtener directamente la tasa de atenuación de la radiación de los tejidos respectivos. Puesto que

el concepto de diseño actual de PET/IRM no incluye una fuente de transmisión similar a la de TC por rayos X, es necesario un método para generar un μ -map como alternativa a la tomografía de transmisión.

5 **[0007]** Como método para generar un μ -map mediante la utilización de una imagen de RM, hasta el momento se han propuesto un método de segmentación (véase la literatura de no patente 2, 3 y 4) y un método de referencia de imagen estándar (véase la literatura de no patente 5 y 6). En el método de segmentación, tal y como se ilustra en la figura 2, una imagen de RM m se segmenta en regiones; por ejemplo, una región de intensidad alta (tejido blando), una región de intensidad media (agua), y una región de intensidad baja (aire y hueso) tejido por tejido, y se sustituyen los valores μ inherentes a los tejidos para generar un μ -map. En el método de referencia de imagen estándar, tal y como se ilustra en la figura 3, una imagen estándar (imagen de RM estándar m_s o μ -map estándar μ_s) se transforma en la imagen de RM m del paciente mediante la utilización de transformación afín, entre otros.

LISTA DE REFERENCIAS

15 LITERATURA DE PATENTE

[0008]

Literatura de patente 1: Solicitud de patente japonesa abierta a inspección pública n.º 2005-283421
 Literatura de patente 2: Solicitud de patente japonesa abierta a inspección pública n.º 2006-284346
 20 Literatura de patente 3: Solicitud de patente japonesa abierta a inspección pública n.º 2008-22930

Literatura de no patente

[0009]

25 Literatura de no patente 1: Bernd Pichler, Bernhard Scholkopf y Thomas Beyer Matthias Hofmann, "Towards quantitative PET/MRI: a review of MR-based attenuation correction techniques," EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, vol. 36 (suplemento 1), pp. 93-104, mar. de 2009.
 Literatura de no patente 2: E. Rota Kops, P. Qin, M. Mueller-Veggian y H. Herzog, "Attenuation Correction of PET Scanning Based on MRT-Images," Nucl. Sci. Symp. & Med. Imag. Conference, 241 2006.
 30 Literatura de no patente 3: E. Rota Kops y H. Herzog, "Towards an MRI based attenuation correction for brain MR-PET," 2007 BrainPET Conference, mayo de 2007.
 Literatura de no patente 4: H. Zaidi, M.-L. Montandon y D. O. Slosman, "Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three dimensional brain positron emission tomography," Med. Phys., vol. 30, pp. 937-948, 2003.
 35 Literatura de no patente 5: Marie-Louise Montandon y Habib Zaidi, "Atlas-guided non-uniform attenuation correction in cerebral 3D PET imaging," Neuroimage, vol. 25, n.º 1, pp. 278-286, mar. de 2005.
 Literatura de no patente 6: Marie-Louise Montandon y Habib Zaidi, "Quantitative analysis of template-based attenuation compensation in 3D brain PET," Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 31, pp. 28-38, ene. de 2007.

40

SUMARIO DE LA INVENCION

PROBLEMA QUE HA DE RESOLVER LA INVENCION

45 **[0010]** No obstante, tal y como se ilustra en la figura 2, el método de segmentación anterior presenta el problema de que los tejidos que presentan valores μ muy distintos (en el caso del ejemplo, hueso y aire) tienen, ambos, intensidad baja en la imagen de RM y, por lo tanto, son indistinguibles. La sangre, que tiene un valor μ equivalente al del tejido blando, también puede ser indistinguible del aire y el hueso.

50 **[0011]** Por otro lado, el método de referencia de imagen estándar anterior presenta, tal y como se ilustra en la figura 3, el problema de no poder alojar diferencias individuales o una zona afectada, tal como una lesión que ocupa espacio (un cáncer, absceso, etc.) y un defecto orgánico.

55 **[0012]** La presente invención se ha concebido para solucionar los problemas tradicionales anteriores. Un objeto de la presente invención consiste en generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET en la que los tejidos que tengan valores μ muy distintos puedan distinguirse y que pueda alojar diferencias individuales y una zona afectada, tal como una lesión que ocupa espacio (un cáncer, absceso, etc.) y un defecto orgánico.

60 MEDIOS PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

[0013] La presente invención soluciona los problemas anteriores mediante, cuando se genera una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM, la segmentación de una imagen de RM tomada mediante IRM en regiones de acuerdo con valores de píxel, la determinación de un valor de corrección de la atenuación de la radiación en una región en la que se considera que un coeficiente de atenuación de la radiación

es uniforme tomando como referencia una tabla existente de valores de corrección de la atenuación de la radiación, y la determinación de un valor de corrección de la atenuación de la radiación en una región que incluye diversos tejidos con distintos coeficientes de atenuación de la radiación haciendo referencia a una imagen estándar.

5 **[0014]** En el presente documento, la imagen estándar puede transformarse en una imagen de RM de un sujeto cuando se toma como referencia la imagen estándar.

[0015] La imagen estándar puede tomarse como referencia mediante la utilización de una imagen de tejido de la totalidad del cuerpo o de una imagen de diversos tejidos del tejido corporal.

10 **[0016]** La imagen estándar puede ser una imagen para la corrección de la atenuación en PET, una imagen de TC o una imagen con tiempo de eco ultracorto. Tal y como se emplea en el presente documento, una imagen con tiempo de eco ultracorto se refiere a una imagen que puede generarse a partir de una imagen de IRM tomada con un tiempo de eco ultracorto (TE ultracorto) y en la que el hueso presenta un valor de intensidad alto.

15 **[0017]** La imagen de RM y la imagen estándar pueden ajustarse entre sí en lo que se refiere a la resolución.

[0018] Al menos uno entre la tabla de valores de corrección de la atenuación de la radiación y la imagen estándar pueden modificarse de acuerdo con información personal sobre el sujeto (ADN, edad, sexo, altura, peso, lugar de nacimiento, lugar de residencia y/o historia clínica).

20 **[0019]** Los valores de corrección de la atenuación de la radiación del propio sujeto o la imagen para la corrección de la atenuación en PET o la imagen de TC o la imagen con tiempo de eco ultracorto pueden utilizarse de forma repetida como al menos uno entre la tabla de valores de corrección de la atenuación de la radiación y la imagen estándar.

25 **[0020]** La presente invención también da a conocer un programa informático para hacer que un ordenador ejecute cualquiera de los métodos que se han descrito previamente.

30 EFECTO DE LA INVENCION

[0021] De acuerdo con la presente invención, en una región en la que pueden distinguirse las diferencias en el valor de corrección de la atenuación de la radiación (también denominado valor μ) tomando como referencia los valores de píxel de la imagen de RM, los valores μ inherentes a los tejidos se sustituyen por medio del método de segmentación. En una región en la que no pueda hacerse una distinción mediante la utilización de los valores de píxel de la imagen de RM (por ejemplo, una región de intensidad baja que incluye hueso y aire), los valores μ se determinan tomando como referencia la imagen estándar por medio del método de referencia de imagen estándar. Por lo tanto, pueden asignarse valores μ precisos a la región en la que no puede hacerse una distinción mediante la utilización de los valores de píxel de la imagen de RM, al tiempo que pueden alojarse diferencias individuales y una zona afectada, tal como una porción de defecto en el cerebro.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0022]

45 La figura 1 es un diagrama que muestra un esquema de un método de transmisión convencional.
 La figura 2 es un diagrama que muestra un método de segmentación convencional.
 La figura 3 es un diagrama que muestra un método de referencia de imagen estándar convencional.
 La figura 4 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un primer modo de realización de la presente invención.
 50 La figura 5 es un diagrama que muestra ejemplos de imágenes del primer modo de realización.
 La figura 6 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un segundo modo de realización de la presente invención.
 La figura 7 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un tercer modo de realización de la presente invención.
 55 La figura 8 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un cuarto modo de realización de la presente invención.
 La figura 9 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un quinto modo de realización de la presente invención.
 La figura 10 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un sexto modo de realización de la presente invención.
 60 La figura 11 es un diagrama que muestra ejemplos de μ -maps en los que los modos de realización cuarto a sexto tienen en cuenta una diferencia de resolución de manera comparativa.
 La figura 12 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un séptimo modo de realización de la presente invención.

La figura 13 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un octavo modo de realización de la presente invención.

La figura 14 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un noveno modo de realización de la presente invención.

5 La figura 15 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un décimo modo de realización de la presente invención.

La figura 16 es un diagrama que muestra cómo se clasifican las regiones en regiones de hueso y aire de acuerdo con el décimo modo de realización.

10 La figura 17 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimoprimer modo de realización de la presente invención.

La figura 18 es un diagrama que muestra resultados de procesamiento de pseudosinusitis mediante los métodos convencionales y el método de la presente invención.

La figura 19 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimosegundo modo de realización de la presente invención.

15 La figura 20 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimotercer modo de realización de la presente invención.

La figura 21 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimocuarto modo de realización de la presente invención.

20 La figura 22 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimoquinto modo de realización de la presente invención.

La figura 23 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimosexto modo de realización de la presente invención.

La figura 24 es un diagrama de flujos que muestra un procedimiento de procesamiento de acuerdo con un decimoséptimo modo de realización de la presente invención.

25

MODO DE LLEVAR A CABO LA INVENCION

[0023] De ahora en adelante, los modos de realización de la presente invención se describirán en detalle con referencia a los dibujos.

30

[0024] Un primer modo de realización de la presente invención es implementado por un procedimiento que se muestra en la figura 4.

35

[0025] Específicamente, en la etapa S100, se adquiere inicialmente una imagen de RM m , al igual que con el método de segmentación convencional.

40

[0026] A continuación, en la etapa S110, tal y como se ilustra en la figura 5, la imagen de RM se divide, por ejemplo, en regiones de intensidad alta correspondientes a tejido blando, regiones de intensidad media correspondientes a agua y regiones de intensidad baja correspondientes a aire y hueso a partir de los valores de píxel de la imagen de RM.

45

[0027] A continuación, en la etapa S120, se determina si cada región de intensidad incluye diversos tejidos que presentan distintos coeficientes de atenuación de la radiación o no. Si el resultado de la determinación es negativo y se determina que la región de intensidad es una región de intensidad alta correspondiente a tejido blando o una región de intensidad media correspondiente a agua, el coeficiente de atenuación de la radiación de tejido blando (por ejemplo, $\mu = 0,095$) es asignado a la región de intensidad alta y el coeficiente de atenuación de la radiación de agua (por ejemplo, $\mu = 0,097$) a la región de intensidad media.

50

[0028] Mientras tanto, en la etapa S200, la transformación $F\{\}$ de tal forma que $m = F\{m_s\}$ para el registro de la imagen de RM m adquirida en la etapa S100 se determina mediante la utilización de una base de datos 20 de una imagen de RM estándar m_s y una imagen de atenuación de la radiación estándar μ_s , al igual que con el método de referencia de imagen estándar convencional que se muestra en la figura 3.

55

[0029] A continuación, en la etapa S210, la transformación morfológica $\mu = F\{\mu_s\}$ de la imagen de atenuación de la radiación estándar se lleva a cabo de manera similar.

60

[0030] Si el resultado de la determinación de la etapa S120 es positivo y se determina que la región de intensidad es una región que incluye diversos tejidos que presentan distintos coeficientes de atenuación de la radiación, por ejemplo, una región de intensidad baja en la que el aire es indistinguible del hueso, el procesamiento continúa en la etapa S300. Los valores de píxel de la imagen de atenuación de la radiación estándar μ_s transformada morfológicamente en la etapa S210 son asignados a la región de intensidad baja, por medio de lo cual distintos coeficientes de atenuación de la radiación son asignados al aire y al hueso.

[0031] Cabe observar que la imagen de RM y la imagen de atenuación de la radiación adquiridas en el primer

modo de realización presentan distintas resoluciones y pueden ser menos visibles si se combinan simplemente. En la figura 6, se muestra un segundo modo de realización en el que se soluciona dicho problema.

5 **[0032]** En el presente modo de realización, en el proceso del procesamiento similar al del primer modo de realización, la imagen de RM que presenta una resolución alta se difumina para tener una resolución equivalente a la de la imagen de atenuación de la radiación en la etapa S140. La difuminación de la etapa S140 puede utilizarse inmediatamente después de la etapa S130 y antes de la aplicación final de los valores μ de la imagen estándar.

10 **[0033]** De acuerdo con el presente modo de realización, el resultado (imagen de atenuación de la radiación) de la etapa S130 y la imagen estándar (imagen de RM) se igualan en cuanto a resolución, de tal forma que puede visualizarse una imagen precisa. No obstante, si la imagen de RM original y la imagen de atenuación de la radiación presentan una gran diferencia en términos de resolución, la aplicación de una gran difuminación puede reducir los coeficientes de atenuación de la radiación cerca de las regiones de hueso, tal y como se muestra en el diagrama esquemático de la figura 6.

15 **[0034]** Cabe observar que el método de difuminación no se limita al segundo modo de realización. Al igual que en un tercer modo de realización, que se muestra en la figura 7, puede aplicarse la difuminación en la etapa S150 inmediatamente antes del final.

20 **[0035]** De acuerdo con el presente modo de realización, la resolución puede ajustarse a la del detector de PET, mediante lo cual la medición puede acercarse a los coeficientes de atenuación de la radiación reales. La difuminación puede omitirse para reducir las horas de mano de obra y el coste de cálculo.

25 **[0036]** A continuación, en la figura 8 se muestra un cuarto modo de realización de la presente invención, en el que una diferencia de resolución es absorbida por un método diferente.

30 **[0037]** En el presente modo de realización, en un procesamiento similar al del segundo modo de realización, que se muestra en la figura 6, si el resultado de determinación de la etapa S120 es positivo, la región de intensidad baja se extiende en la etapa S290. A continuación, en la etapa S300, se asignan los valores de píxel de la imagen de atenuación de la radiación estándar transformada.

35 **[0038]** De acuerdo con el presente modo de realización, puede suprimirse un descenso en los coeficientes de atenuación de la radiación cerca de las regiones de hueso para conectar la imagen de atenuación de la radiación y la imagen de RM con más facilidad.

[0039] Incluso en el presente modo de realización, al igual que en el tercer modo de realización, la difuminación puede aplicarse inmediatamente antes del final.

40 **[0040]** A continuación, en la figura 9, se muestra un quinto modo de realización de la presente invención, en el que una diferencia de resolución es absorbida por otro método adicional.

45 **[0041]** En el presente modo de realización, en un procesamiento similar al del segundo modo de realización, que se muestra en la figura 6, los valores de píxel de la imagen de atenuación de la radiación estándar transformada morfológicamente son asignados en las etapas S280 y S300 antes y después de la difuminación de la etapa S140.

[0042] De acuerdo con el presente modo de realización, puede poder suprimirse de forma adicional un descenso en el coeficiente de atenuación de la radiación cerca de las regiones de hueso al tiempo que se mantiene el coeficiente de atenuación de la radiación (la altura H de la imagen) del hueso.

50 **[0043]** El efecto de los métodos de acuerdo con el segundo al quinto modos de realización depende del grado de diferencia de resolución entre la imagen de RM original y la imagen de atenuación de la radiación. Por lo tanto, ha de ajustarse tanto la cantidad de difuminación en la etapa S140 como la cantidad de dilatación morfológica en S290 del cuarto modo de realización.

55 **[0044]** A continuación, en la figura 10 se muestra un sexto modo de realización de la presente invención, en el que una diferencia de resolución es absorbida por otro método.

60 **[0045]** En el presente modo de realización, en un procesamiento similar al del quinto modo de realización, que se muestra en la figura 9, se lleva a cabo la misma dilatación morfológica S290 que en el cuarto modo de realización, que se muestra en la figura 8, en el momento de la asignación después del proceso de difuminación S140. En comparación con los métodos del segundo al quinto modos de realización, el método del sexto modo de realización puede corregir de forma estable la diferencia de resolución entre la imagen de RM y la imagen de atenuación de la radiación.

[0046] En la figura 11, se muestra una imagen de IRM, un μ -map auténtico y los resultados de procesamiento del cuarto al sexto modos de realización de manera comparativa.

5 **[0047]** En cualquiera de los modos de realización anteriores, la transformación morfológica de la imagen de atenuación de la radiación se lleva a cabo después del registro de las imágenes de RM y la imagen de atenuación de la radiación estándar. En la figura 12, se muestra un séptimo modo de realización de la presente invención en el que, en primer lugar, se extraen los huesos y la transformación morfológica se lleva a cabo en dichas porciones.

10 **[0048]** En el presente modo de realización, en la etapa S400, las porciones de hueso μ_{sb} son extraídas inicialmente de la base de datos 20 de la imagen de RM estándar m_s y la imagen de atenuación de la radiación estándar μ_s .

[0049] A continuación, en la misma etapa S200 que la del primer modo de realización, se determina la transformación $F\{\}$ de tal forma que $m = F\{m_s\}$ para llevar a cabo el registro de las imágenes de RM.

15 **[0050]** A continuación, en la etapa S420, se transforma la morfología de la imagen de atenuación de la radiación con respecto a las porciones de hueso extraídas en la etapa S400 y se combina con los coeficientes de atenuación de la radiación determinados en la etapa S130.

20 **[0051]** En el presente modo de realización, las porciones de hueso se extraen en primer lugar y la transformación morfológica se lleva a cabo solamente en las porciones de hueso. De este modo, se elimina la necesidad de la determinación de la etapa S120 y da lugar a una precisión alta.

25 **[0052]** En cualquiera de los modos de realización anteriores, se utiliza la base de datos 20 de la imagen de atenuación de la radiación estándar μ_s . Al igual que en un octavo modo de realización, que se muestra en la figura 13, en su lugar, puede utilizarse una base de datos 30 de una imagen de TC estándar c_s .

[0053] En el presente modo de realización, en la misma etapa S200 que la del primer modo de realización, se determina la transformación $F\{\}$ de tal forma que $m = F\{m_s\}$ para llevar a cabo el registro de la imagen de RM m obtenida en la etapa S100.

[0054] A continuación, en la etapa S520, se determina la transformación morfológica $c = F\{c_s\}$ de la imagen de TC estándar de manera similar.

35 **[0055]** A continuación, en la etapa S530, se determina la transformación de la imagen de TC c_s en la imagen de atenuación de la radiación μ .

[0056] Después, si el resultado de determinación de la etapa S120 es positivo, los valores de píxel de la imagen de atenuación de la radiación estándar transformada morfológicamente son asignados, por ejemplo, a una región de intensidad baja en la etapa S300.

40 **[0057]** De acuerdo con el presente modo de realización, los coeficientes de atenuación de la radiación pueden asignarse mediante la utilización de la imagen de TC, que tiene una diferencia de resolución más pequeña que la imagen de RM. A pesar de ser una imagen de TC, la imagen estándar se somete a un descenso de resolución debido al procesamiento de media. Por lo tanto, el procesamiento de absorción de una diferencia de resolución al igual que el tercer al sexto modos de realización es eficaz.

[0058] A continuación, en la figura 14 se muestra un noveno modo de realización de la presente invención, en el que se utiliza, de manera similar, una imagen de TC.

50 **[0059]** En el presente modo de realización, en un procedimiento de procesamiento similar al del octavo modo de realización, que se muestra en la figura 13, se toman como referencia, en la etapa S540, los valores de píxel de la imagen de TC transformada morfológicamente con respecto a las regiones que se ha determinado que incluyen diversos tejidos que presentan diferentes coeficientes de atenuación de la radiación en la etapa S120. En la etapa S550, la imagen de TC se segmenta en regiones, solamente en las porciones incluyendo los diversos tejidos. Después, en la etapa S130, se asignan los coeficientes de atenuación de la radiación de los tejidos para la radiación.

60 **[0060]** Específicamente, al igual que en un décimo modo de realización, que se muestra en la figura 15, después del final de la etapa S540, el proceso continúa en la etapa S560 para determinar si la región es de una intensidad alta en la imagen de TC. Si el resultado de determinación es positivo y se determina que la región es una región de hueso, el proceso continúa en la etapa S570 para asignar el coeficiente de atenuación de la radiación del hueso.

[0061] Por otro lado, si el resultado de determinación de la etapa S560 es positivo y se determina que la región es

una región de aire, el proceso continúa en la etapa S580 para asignar el coeficiente de atenuación de la radiación del aire.

5 **[0062]** En el presente modo de realización, tal y como se ilustra en la figura 16, el hueso y el aire se distinguen mediante la utilización de la imagen de TC. Esto posibilita una asignación muy precisa.

[0063] A continuación, en la figura 17 se muestra un decimoprimer modo de realización de la presente invención, en el que se utiliza, de manera similar, una imagen de TC para extraer huesos.

10 **[0064]** El presente modo de realización incluye un procesamiento similar al del séptimo modo de realización, que se muestra en la figura 12. En la etapa S600, los huesos c_{sb} se extraen de la base de datos 30 de la imagen de RM estándar m_s y la imagen de TC estándar cs . A continuación, en la etapa S610, se asigna el coeficiente de atenuación de la radiación μ_{sb} del hueso. A continuación, en la etapa S200, se registra la imagen de RM. En la etapa S420, se lleva a cabo la transformación morfológica de la imagen de atenuación de la radiación estándar.

15 **[0065]** Cabe observar que si la estimación por parte de la transformación $F\{\}$ es defectuosa y se producen algunos huecos o solapamientos, en la etapa S640, puede llevarse a cabo el procesamiento de corrección por dilatación morfológica y erosión y/o interpolación por el vecino más cercano, en función de las necesidades.

20 **[0066]** En la figura 18, se muestran los resultados de procesamiento de una imagen de un sujeto con pseudosinusitis mediante los métodos convencionales y el método de la presente invención de forma comparativa.

[0067] Es evidente que el método de la presente invención proporciona una mejor correlación que el método de segmentación y el método de referencia de imagen estándar.

25 **[0068]** En la figura 19, se muestra un decimosegundo modo de realización, en el que se utiliza la imagen de atenuación de la radiación estándar en lugar de la imagen de TC estándar en el noveno modo de realización, que se muestra en la figura 14. Las diferencias con el noveno modo de realización consisten en que se utiliza una base de datos 30 de la imagen de RM estándar y la imagen de atenuación de la radiación estándar como base de datos, así como en que en las etapas S522, S542 y S552, se utiliza la imagen de atenuación de la radiación estándar en lugar de la imagen de TC estándar. En otros aspectos, el presente modo de realización es el mismo que el noveno modo de realización. Por lo tanto, se ha omitido una descripción de los mismos.

30 **[0069]** A continuación, se describirán los modos de realización en los que se utiliza una imagen con tiempo de eco ultracorto estándar en lugar de la imagen de atenuación de la radiación estándar o la imagen de TC estándar.

35 **[0070]** En la figura 20, se muestra un decimotercer modo de realización, en el que se utiliza la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar en lugar de la imagen de TC estándar en el octavo modo de realización, que se muestra en la figura 13. Las diferencias con el octavo modo de realización consisten en que se utiliza una base de datos 40 de la imagen de RM estándar y la imagen con tiempo ultracorto estándar como base de datos, así como en que en las etapas S524 y S534, se utiliza la imagen con tiempo ultracorto estándar en lugar de la imagen de TC estándar. En otros aspectos, el presente modo de realización es el mismo que el octavo modo de realización. Por lo tanto, se ha omitido una descripción de los mismos.

40 **[0071]** En la figura 21, se muestra un decimocuarto modo de realización en el que se utiliza la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar en lugar de la imagen de TC estándar en el noveno modo de realización, que se muestra en la figura 14. Las diferencias con el noveno modo de realización consisten en que se utiliza la base de datos 40 de la imagen de RM estándar y la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar como base de datos, así como en que en las etapas S524, S544 y S554, se utiliza la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar en lugar de la imagen de TC estándar. En otros aspectos, el presente modo de realización es el mismo que el noveno modo de realización. Por lo tanto, se ha omitido una descripción de los mismos.

45 **[0072]** En la figura 22, se muestra un decimoquinto modo de realización en el que se utiliza la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar en lugar de la imagen de TC estándar en el decimoprimer modo de realización, que se muestra en la figura 17. Una diferencia con el decimoprimer modo de realización consiste en que la base de datos 40 de la imagen de RM estándar y la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar se utiliza como base de datos. En otros aspectos, el presente modo de realización es el mismo que el decimoprimer modo de realización. Por lo tanto, se ha omitido una descripción de los mismos.

50 **[0073]** Asimismo, al igual que en un decimosexto modo de realización, que se muestra en la figura 23 y un decimoséptimo modo de realización, que se muestra en la figura 24, la imagen estándar y/o los coeficientes de atenuación de la radiación pueden personalizarse a partir de la información personal del sujeto (ADN, edad, sexo, altura, peso, lugar de nacimiento, lugar de residencia, historia clínica, entre otros), con una precisión todavía mayor. En las figuras 23 y 24, S700 representa una etapa de adquisición de información personal. S710 representa una etapa de generación de coeficientes de atenuación de la radiación en los que se refleja la información personal.

S729 representa una etapa de generación de una imagen de RM estándar y una imagen de atenuación de la radiación estándar en las que se refleja la información personal. En otros aspectos, los modos de realización son los mismos que el primer modo de realización, que se muestra en la figura 4. Por lo tanto, se ha omitido una descripción de los mismos.

5

[0074] Cabe observar que la imagen estándar que se ha de utilizar con la imagen de RM estándar no se limita a la imagen de atenuación de la radiación. También pueden aplicarse otros modos de realización mediante la siguiente transformación en función de la base de datos. Con la base de datos 30 de la imagen de RM estándar y la imagen de TC estándar, S210 puede sustituirse por S520 y S530 de la figura 13. Con la base de datos 40 de la imagen de RM estándar y la imagen con tiempo de eco ultracorto estándar, S210 puede sustituirse por S524 y S534 de la figura 20.

10

[0075] Los valores de corrección de la atenuación de la radiación del propio sujeto o la imagen de atenuación de la radiación, o la imagen de TC o la imagen con tiempo de eco ultracorto pueden utilizarse de forma repetida como al menos uno entre la tabla de valores de corrección de la atenuación de la radiación y la imagen estándar.

15

[0076] En los modos de realización anteriores, la presente invención se aplica a imágenes cerebrales. No obstante, las aplicaciones de la presente invención no se limitan a las mismas. El número de regiones segmentadas tampoco se limita a tres, incluidas una región de intensidad alta, una región de intensidad media y una región de intensidad baja.

20

APLICABILIDAD INDUSTRIAL

[0077] La presente invención se puede aplicar a PET/IRM, que combina PET con IRM.

25

LISTA DE SIGNOS DE REFERENCIA

[0078]

10 ... sujeto

30

12 ... fuente de radiación

14 ... detector

20 ... base de datos de imagen de RM estándar e imagen de atenuación de la radiación estándar

30 ... base de datos de imagen de RM estándar e imagen de TC estándar

40 ... base de datos de imagen de RM estándar e imagen con tiempo de eco ultracorto estándar

35

REIVINDICACIONES

- 5 1. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en tomografía por emisión de positrones, PET, a partir de una imagen de resonancia magnética, RM, que comprende:
- la segmentación de una imagen de RM tomada mediante imagen por RM, IRM, en regiones de acuerdo con valores de píxel y la determinación de un valor de corrección de la atenuación de la radiación en cada región, **caracterizado por**
- 10 determinar para cada región a partir de los valores de píxel de la imagen de RM si se trata de una en la que un coeficiente de atenuación de la radiación se considera que es uniforme,
- determinar un valor de corrección de la atenuación de la radiación en cada región en la que se considera que el coeficiente de atenuación de la radiación es uniforme tomando como referencia una tabla existente de valores de corrección de la atenuación de la radiación, y
- 15 determinar un valor de corrección de la atenuación de la radiación en cada región en la que se considera que el coeficiente de atenuación de la radiación no es uniforme, incluyendo la región diversos tejidos con distintos coeficientes de atenuación de la radiación, haciendo referencia a valores de atenuación de una imagen estándar.
- 20 2. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con la reivindicación 1, donde la imagen estándar se transforma en una imagen de RM de un sujeto cuando se toma como referencia la imagen estándar.
- 25 3. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con la reivindicación 2, donde se toma como referencia la imagen estándar mediante la utilización de una imagen de tejido de la totalidad del cuerpo o de una imagen de diversos tejidos del tejido corporal.
- 30 4. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde la imagen estándar es una imagen para la corrección de la atenuación en PET, una imagen de TC o una imagen de RM con tiempo de eco ultracorto.
- 35 5. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde la imagen de RM y la imagen estándar se ajustan entre sí en lo que se refiere a la resolución.
- 40 6. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde al menos una entre la tabla de valores de corrección de la atenuación de la radiación y la imagen estándar se modifica de acuerdo con información personal del sujeto.
- 45 7. Método para generar una imagen para la corrección de la atenuación en PET a partir de una imagen de RM de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde los valores de corrección de la atenuación de la radiación del propio sujeto o la imagen para la corrección de la atenuación en PET o la imagen de TC o la imagen con tiempo de eco ultracorto se utilizan de forma repetida como al menos uno entre la tabla de valores de corrección de la atenuación de la radiación y la imagen estándar.
8. Programa informático que comprende instrucciones ejecutables por ordenador que, cuando son ejecutadas por el procesador de un ordenador, lleva a cabo el método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7.

Fig. 1

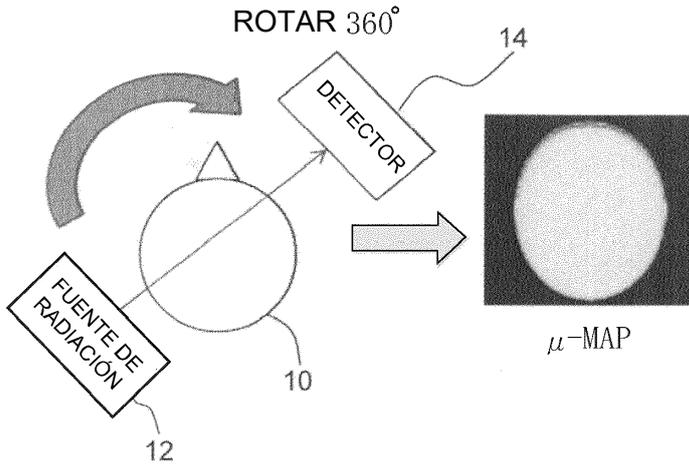


Fig. 2

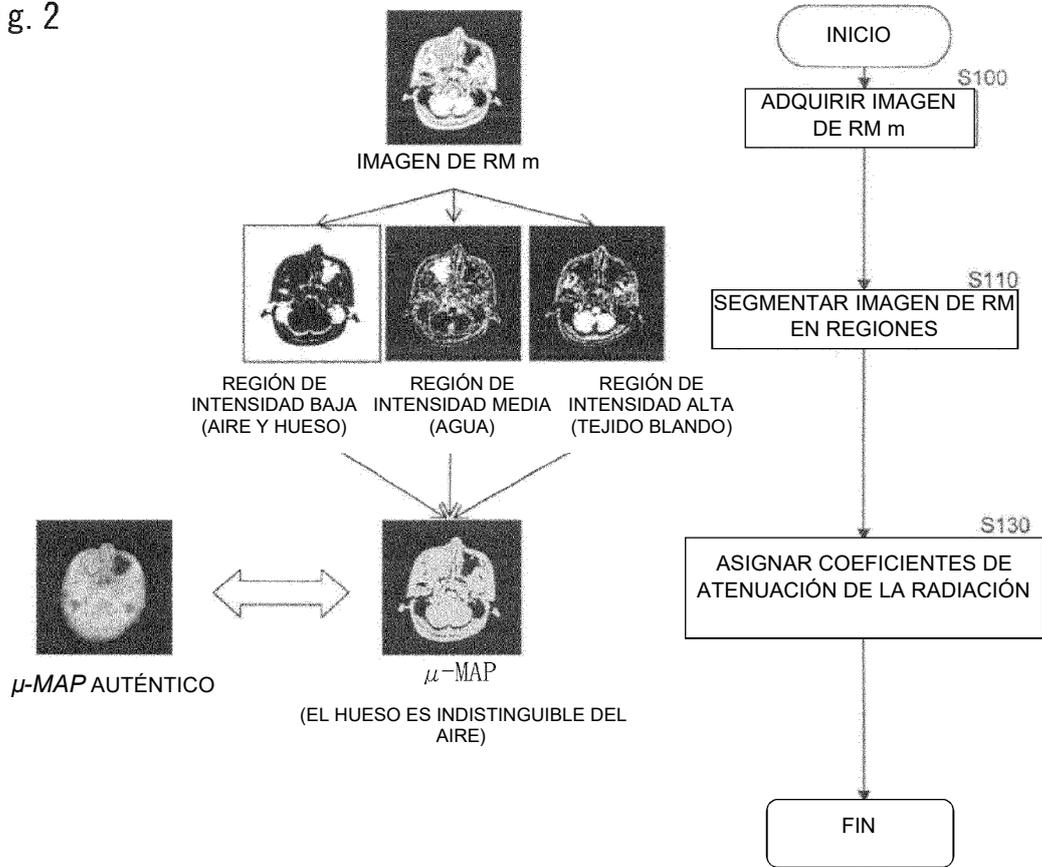


Fig. 3

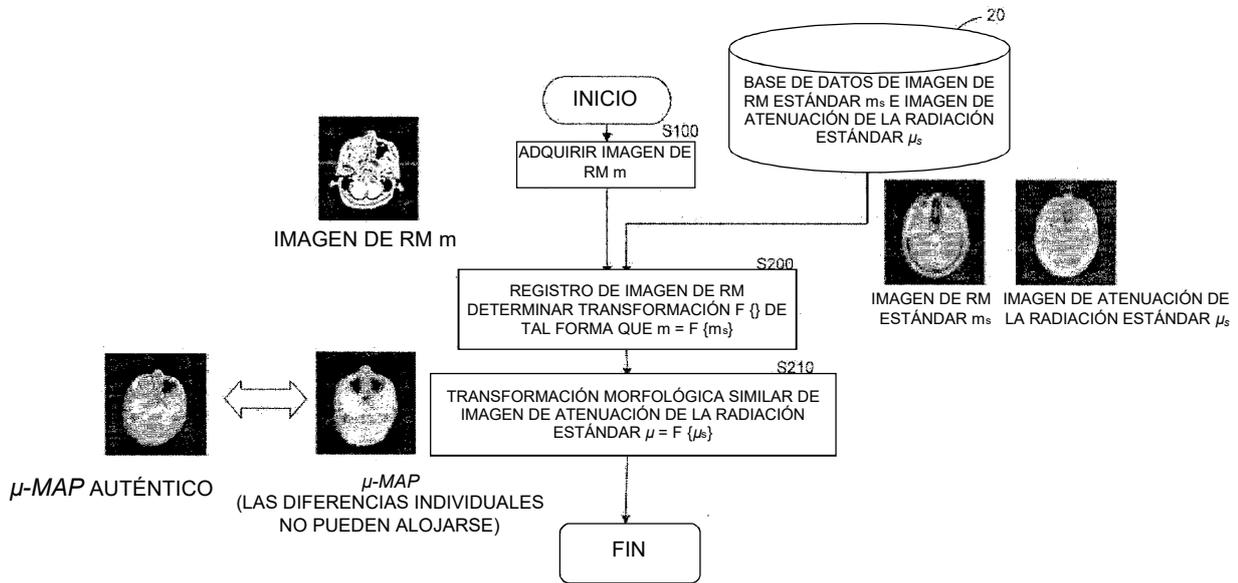


Fig. 4

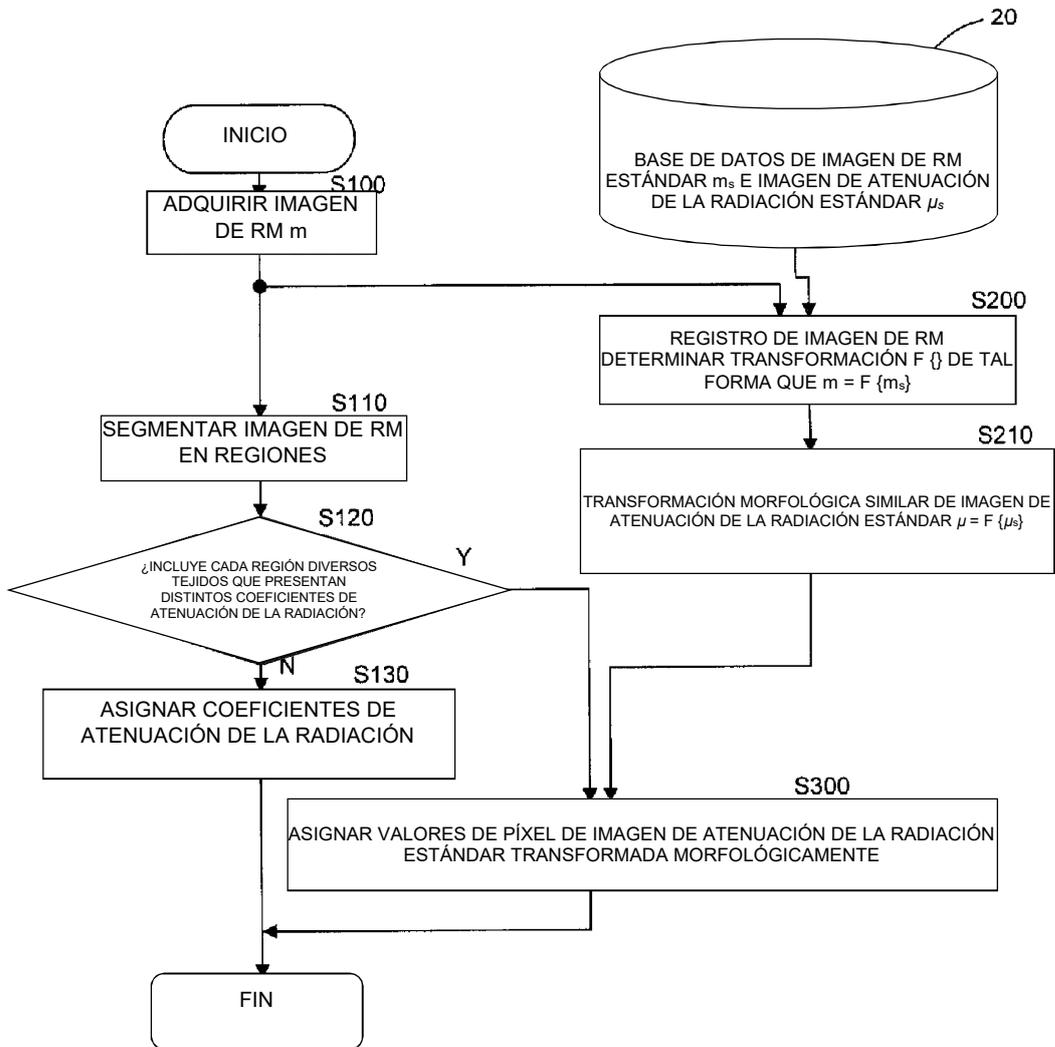


Fig. 5

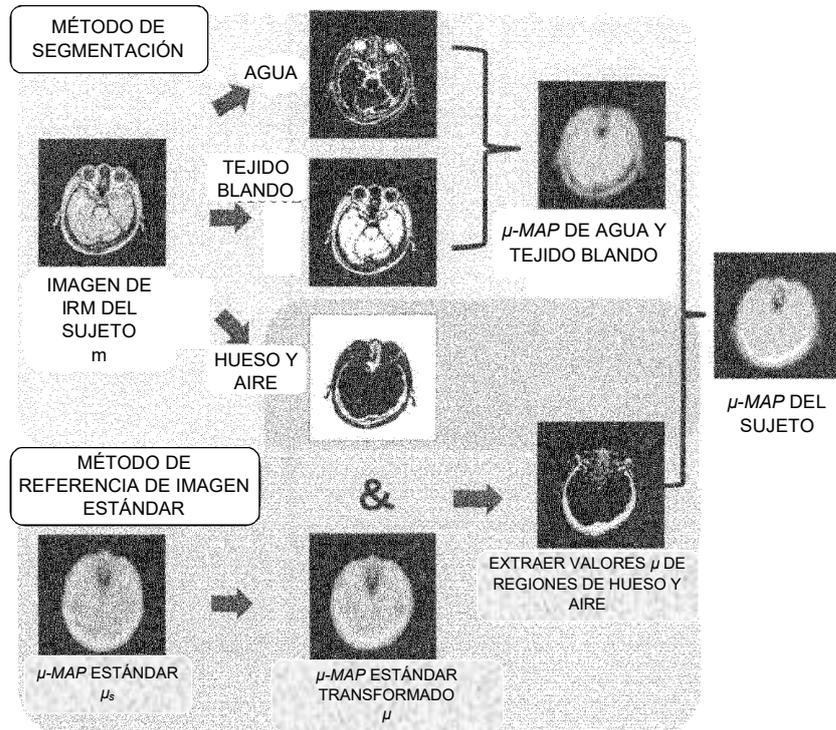


Fig. 6

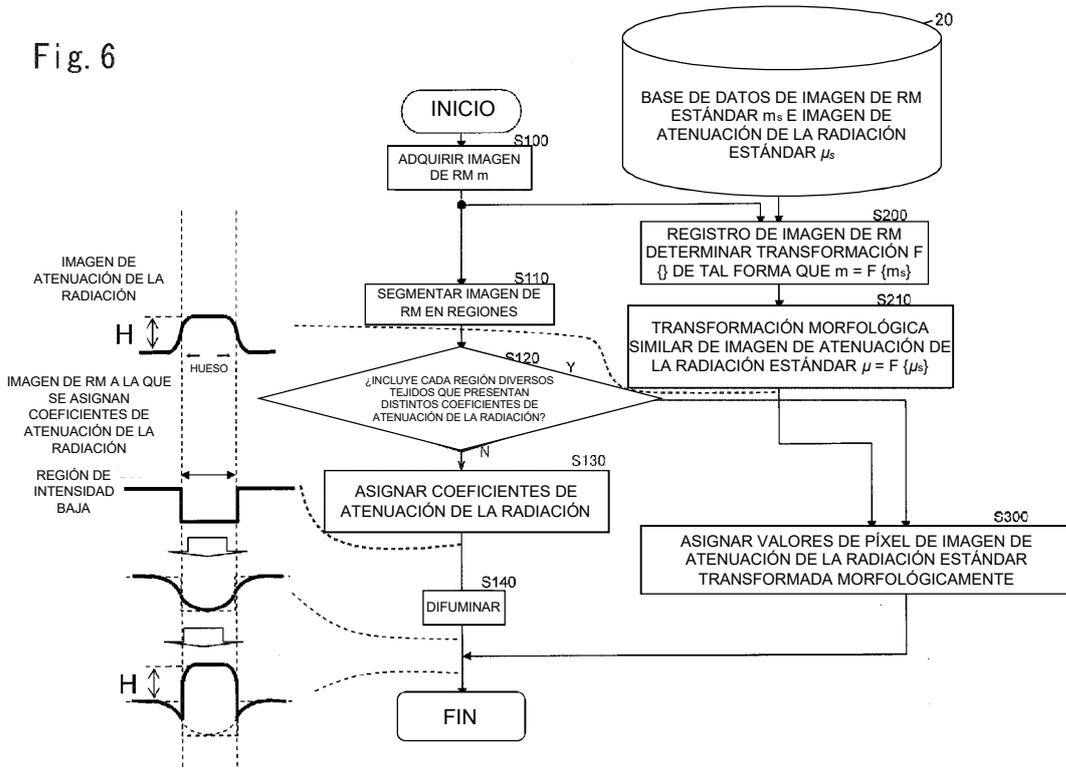


Fig. 7

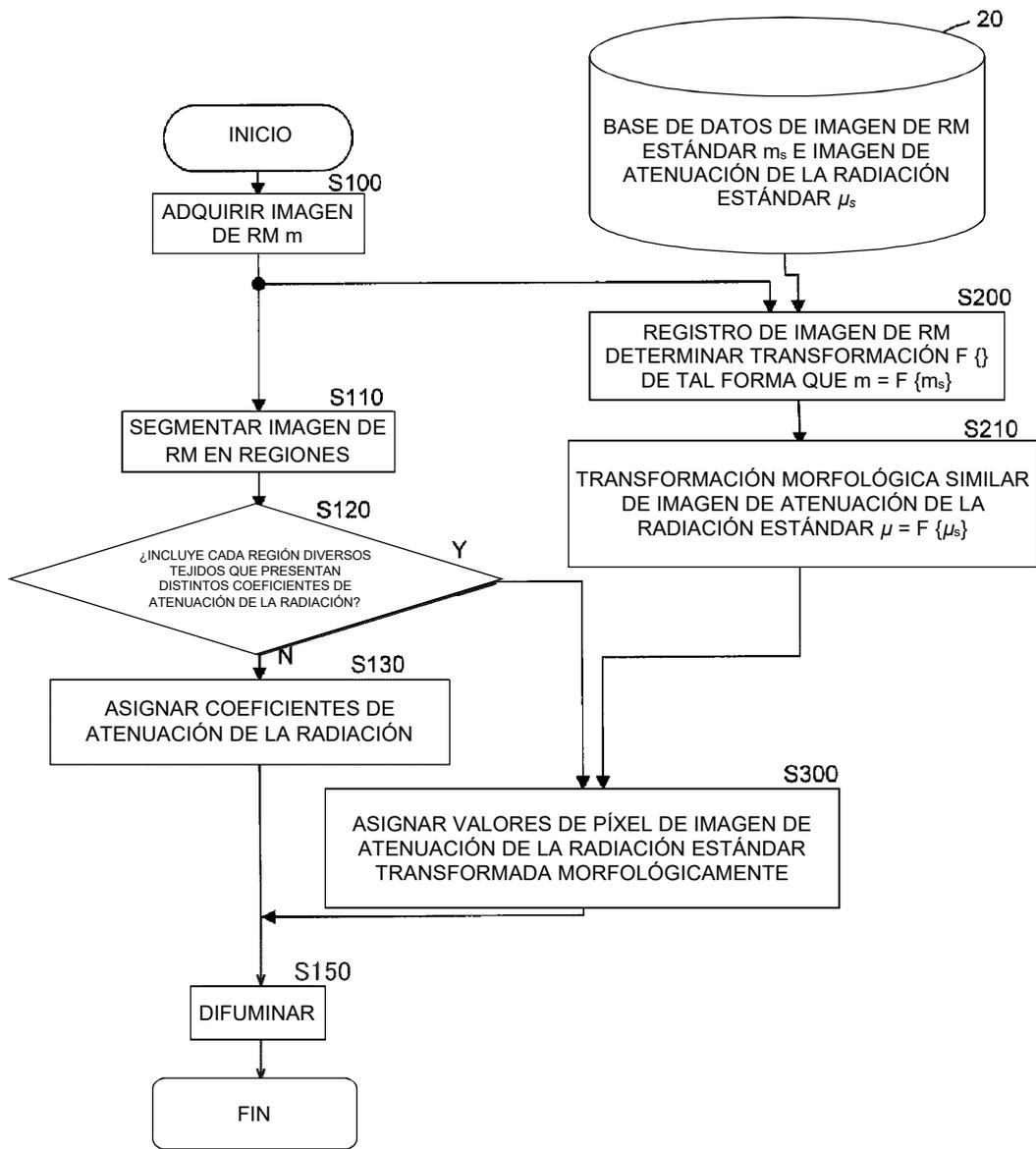


Fig. 8

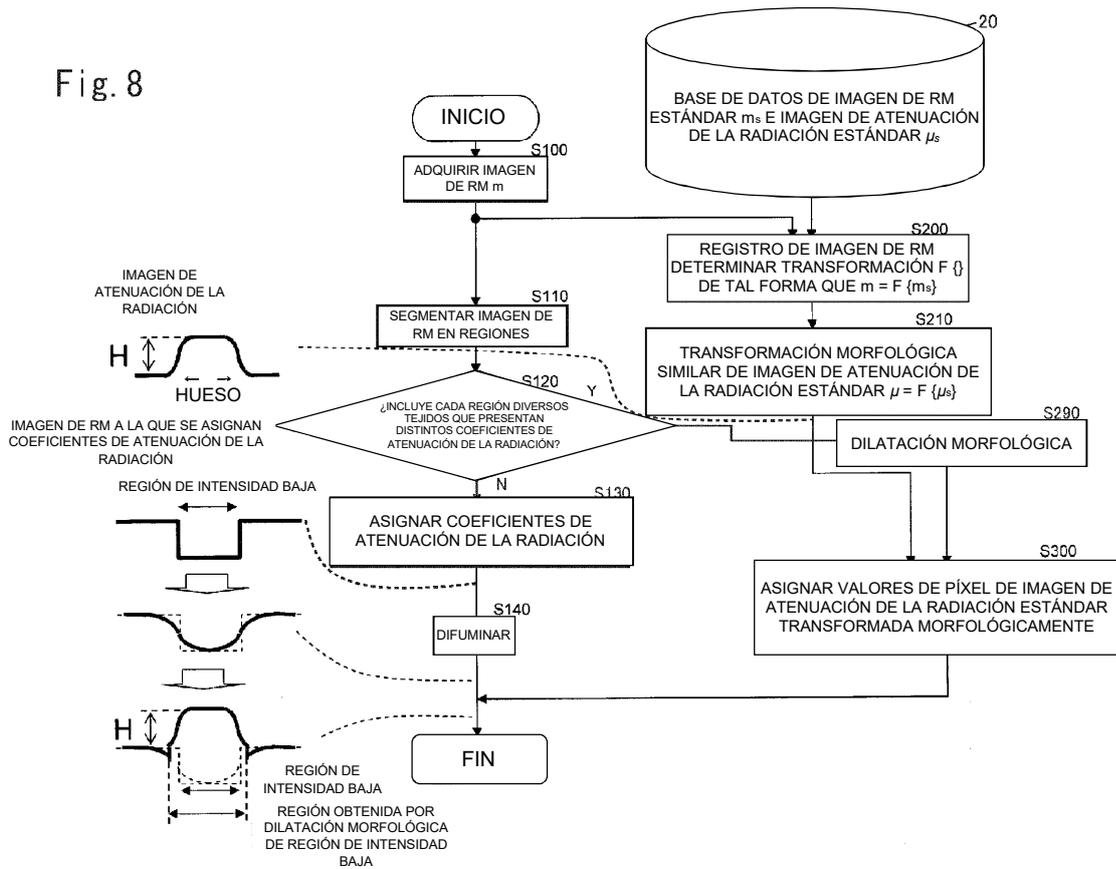


Fig. 9

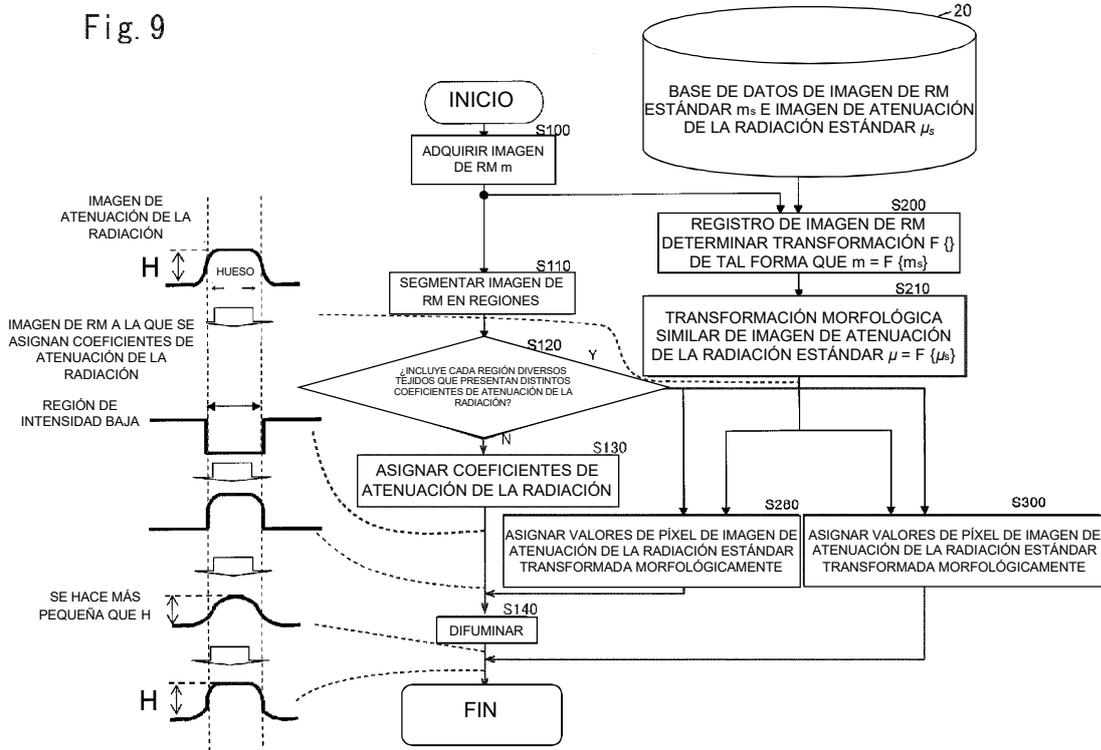


Fig. 10

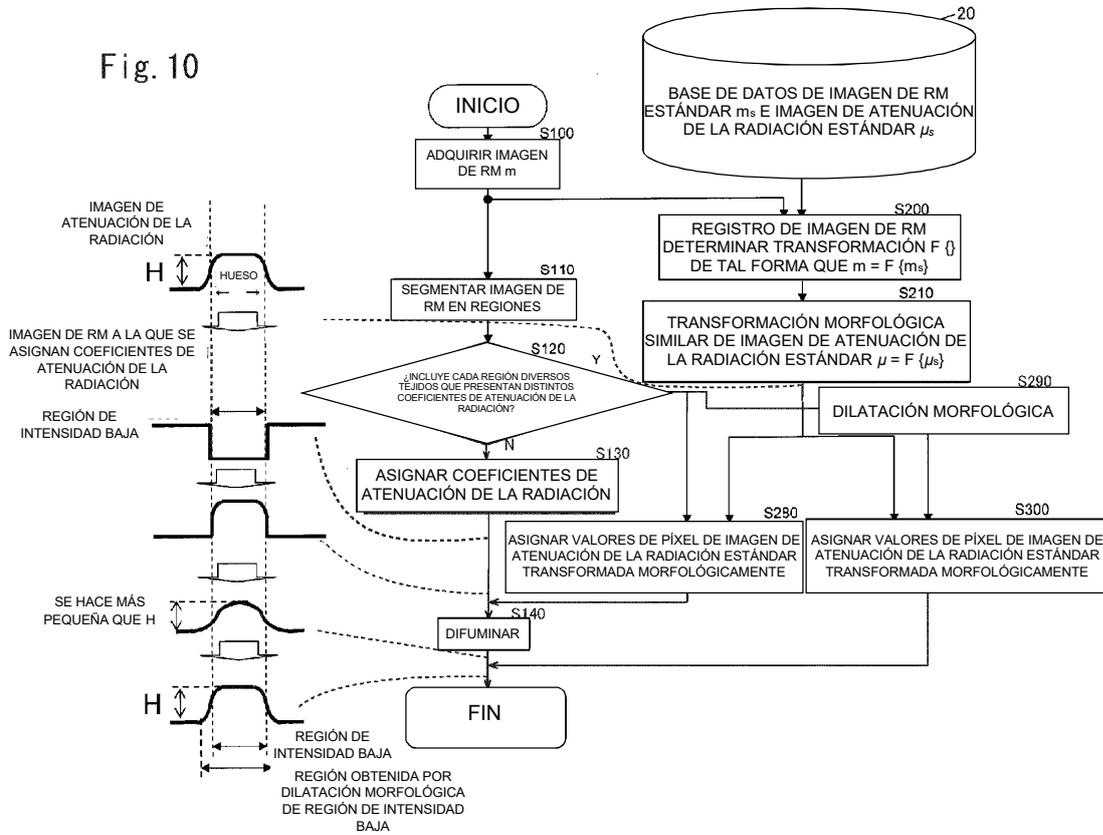


Fig. 11

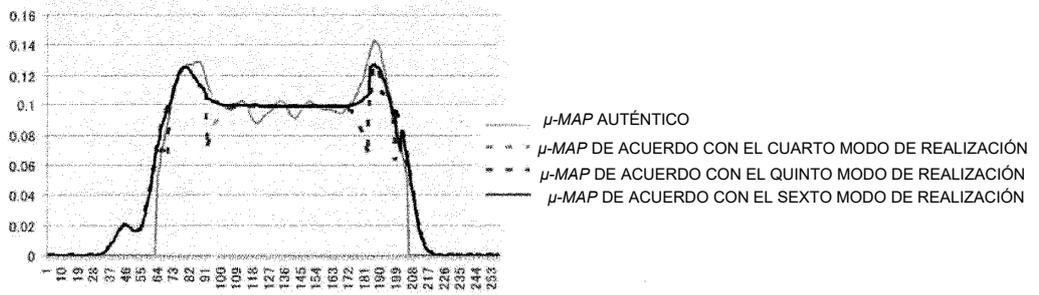
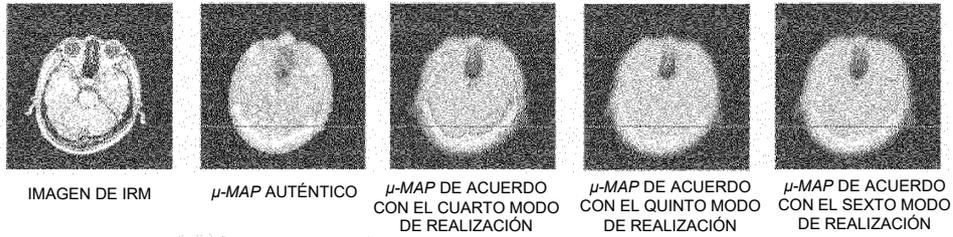


Fig. 12

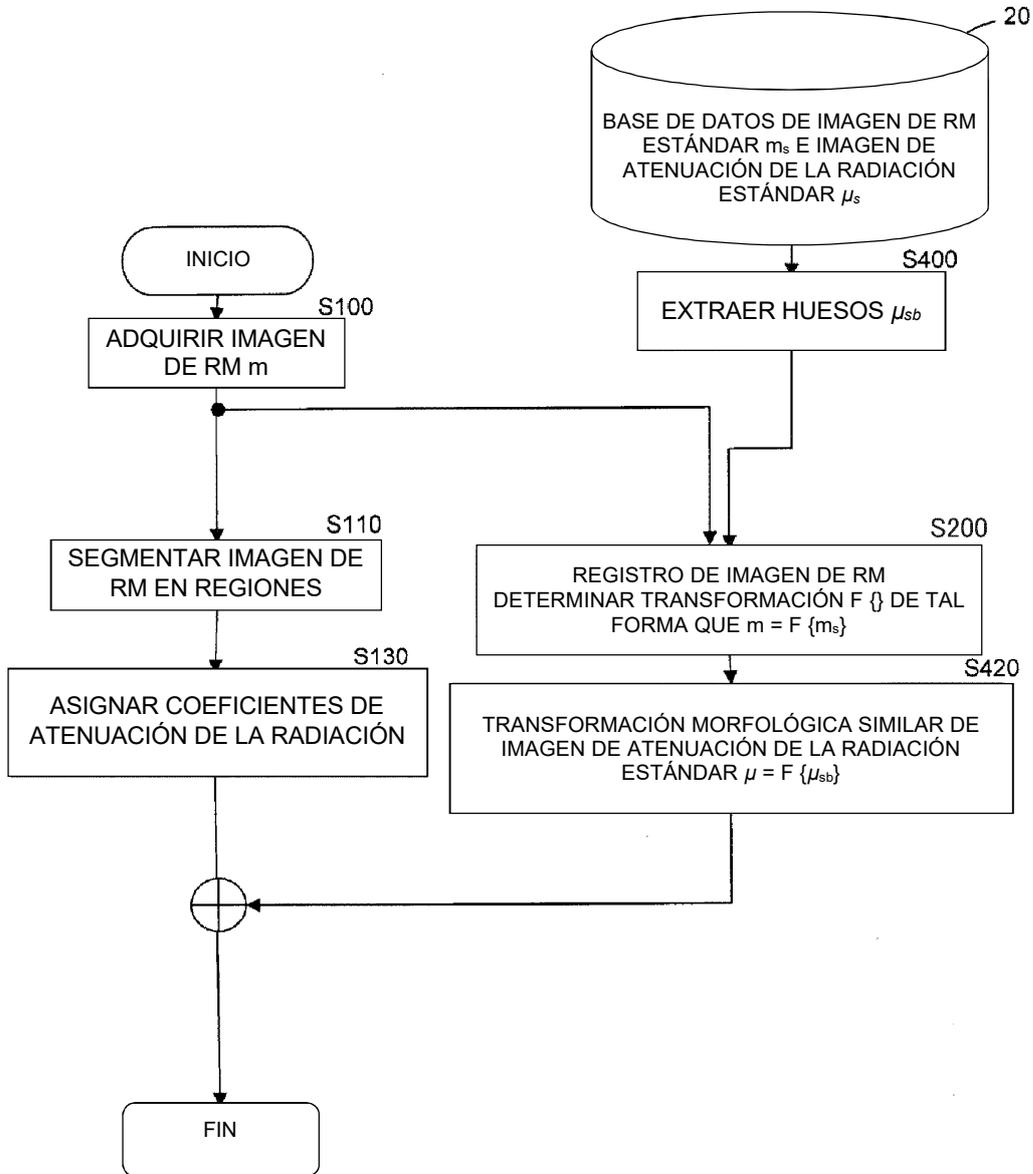


Fig. 13

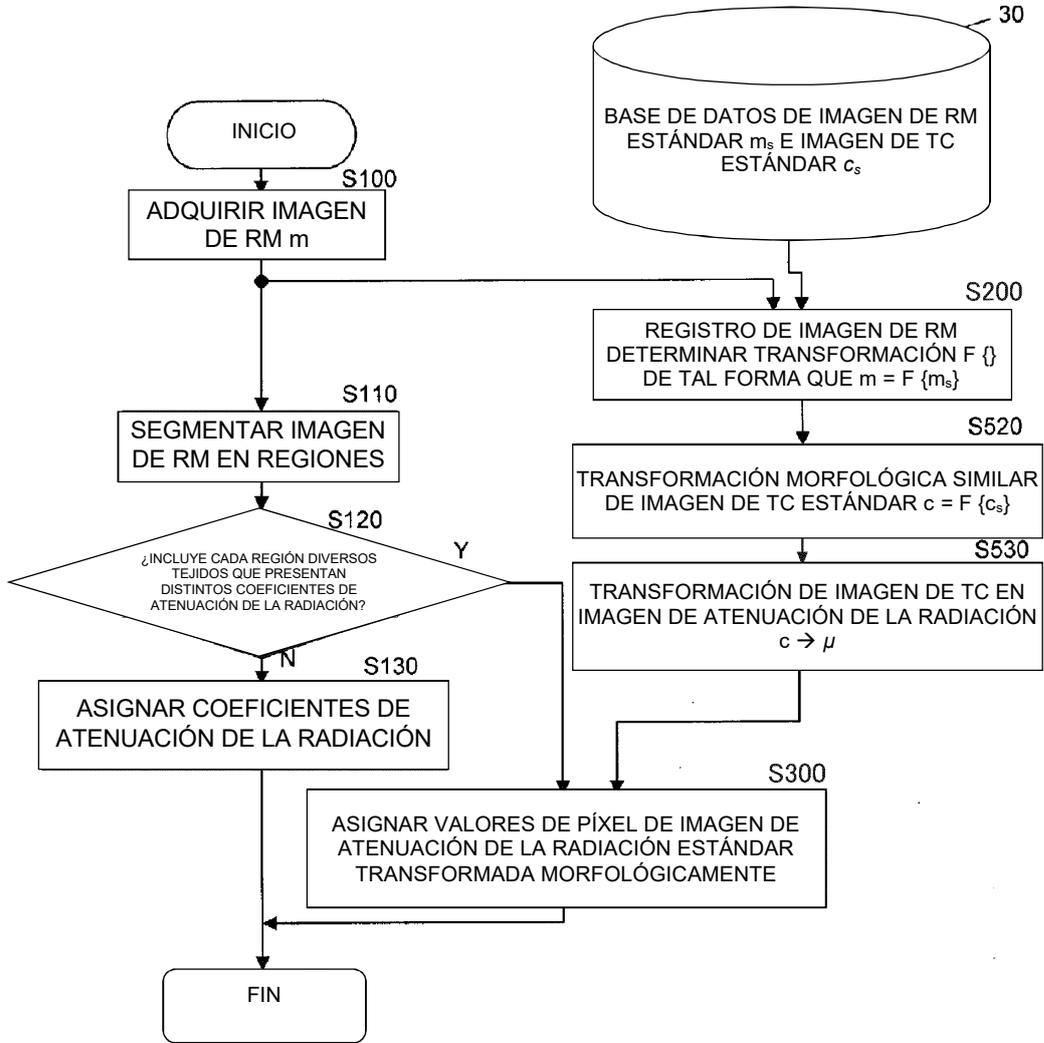


Fig. 14

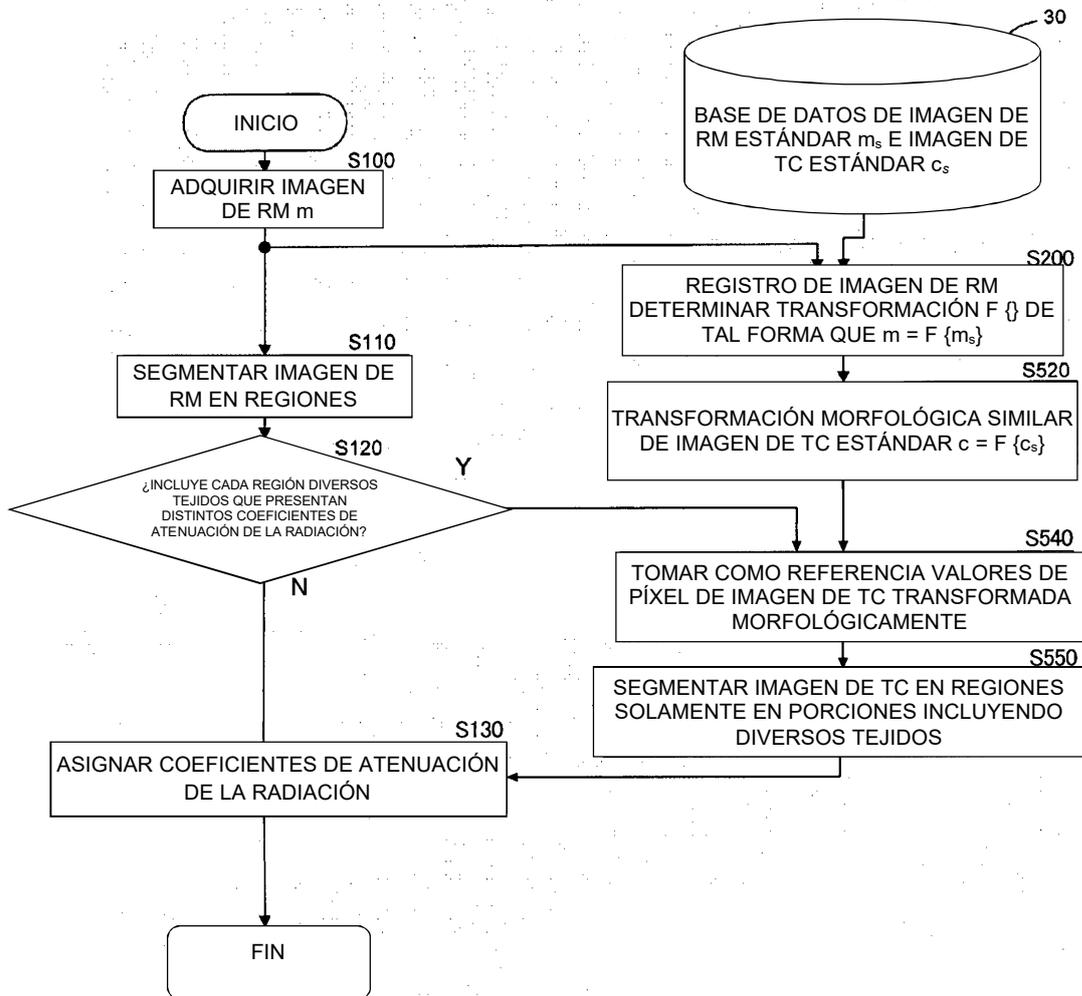


Fig. 15

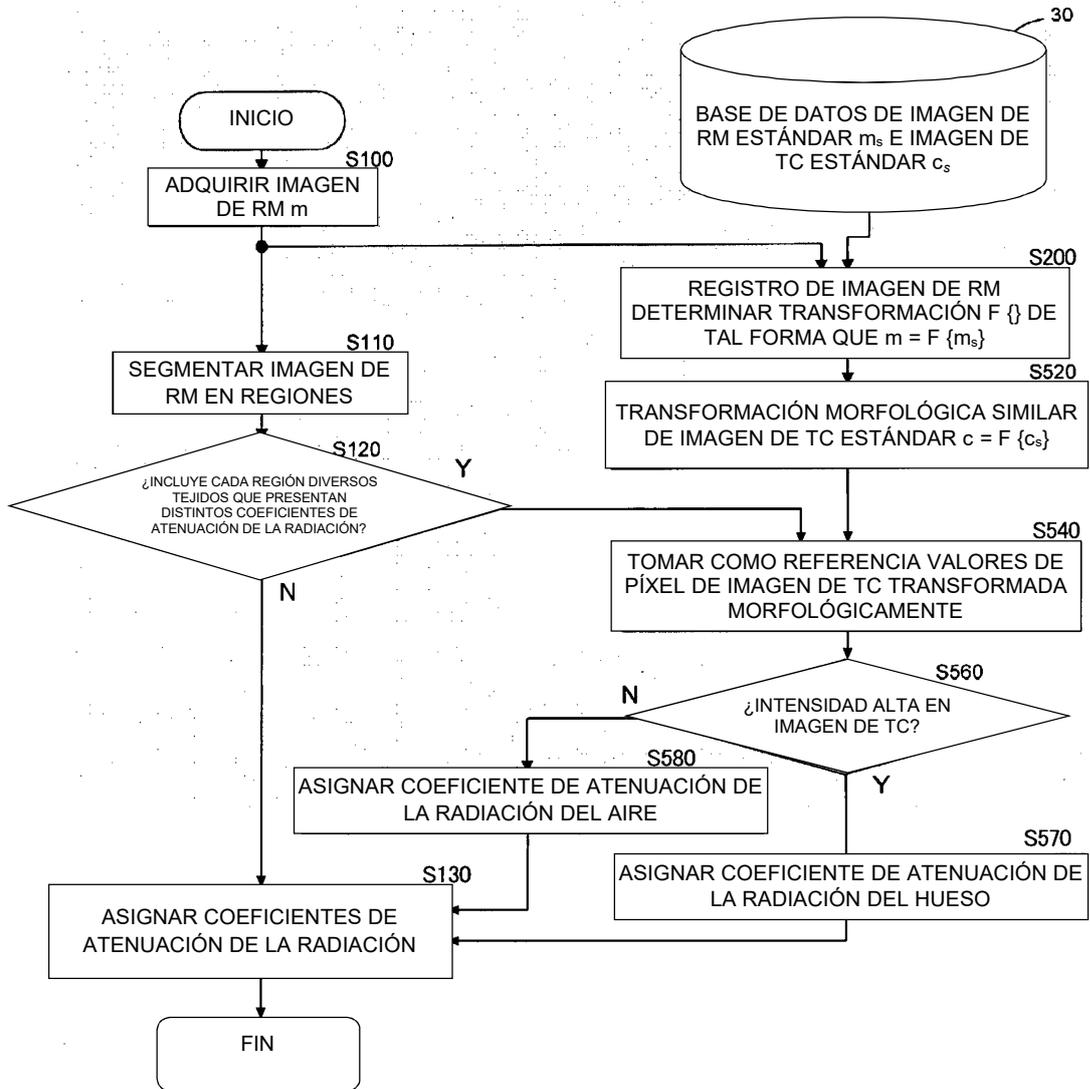
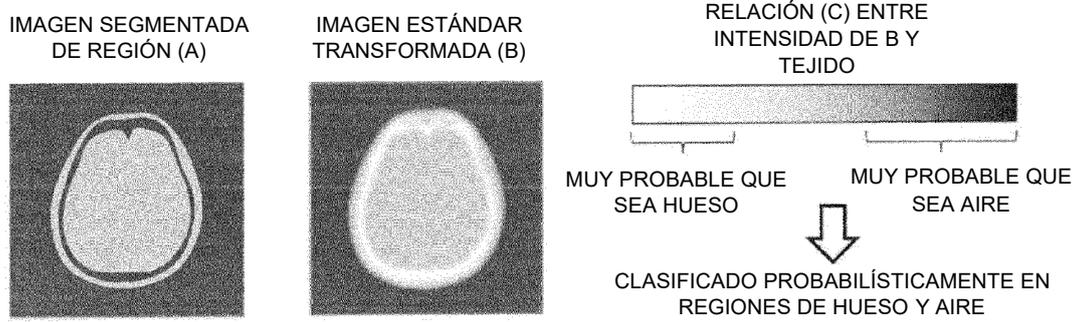


Fig. 16



PROCESAMIENTO PARA REGIONES DE INTENSIDAD BAJA DE A
SUSTITUIR POR VALORES DE PÍXEL DE B ASIGNAR Y SUSTITUIR POR VALORES REPRESENTATIVOS DE COEFICIENTES DE ATENUACIÓN (C)

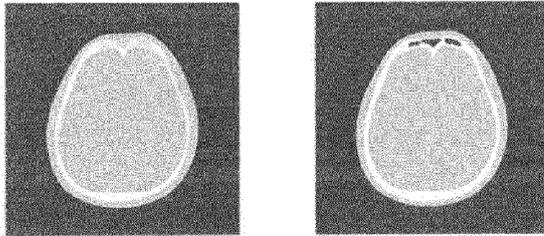


Fig. 17

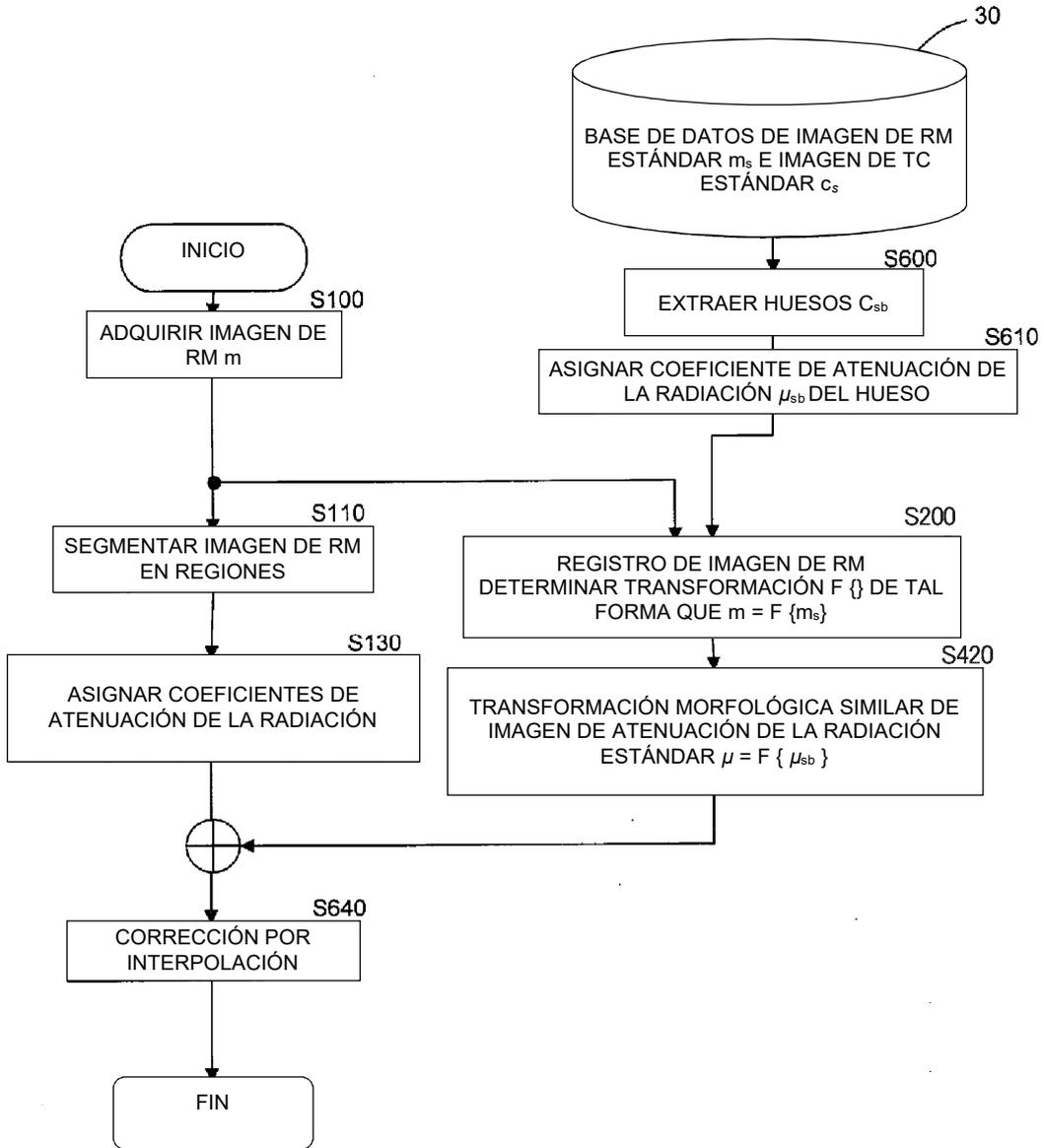


Fig. 18

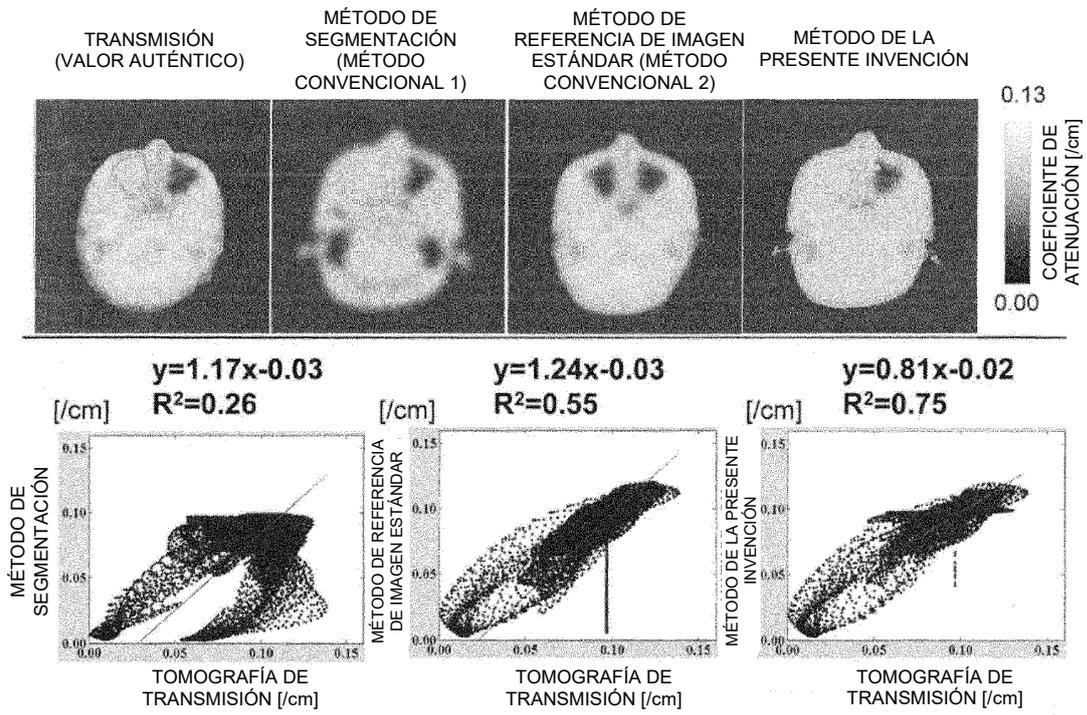


Fig. 19

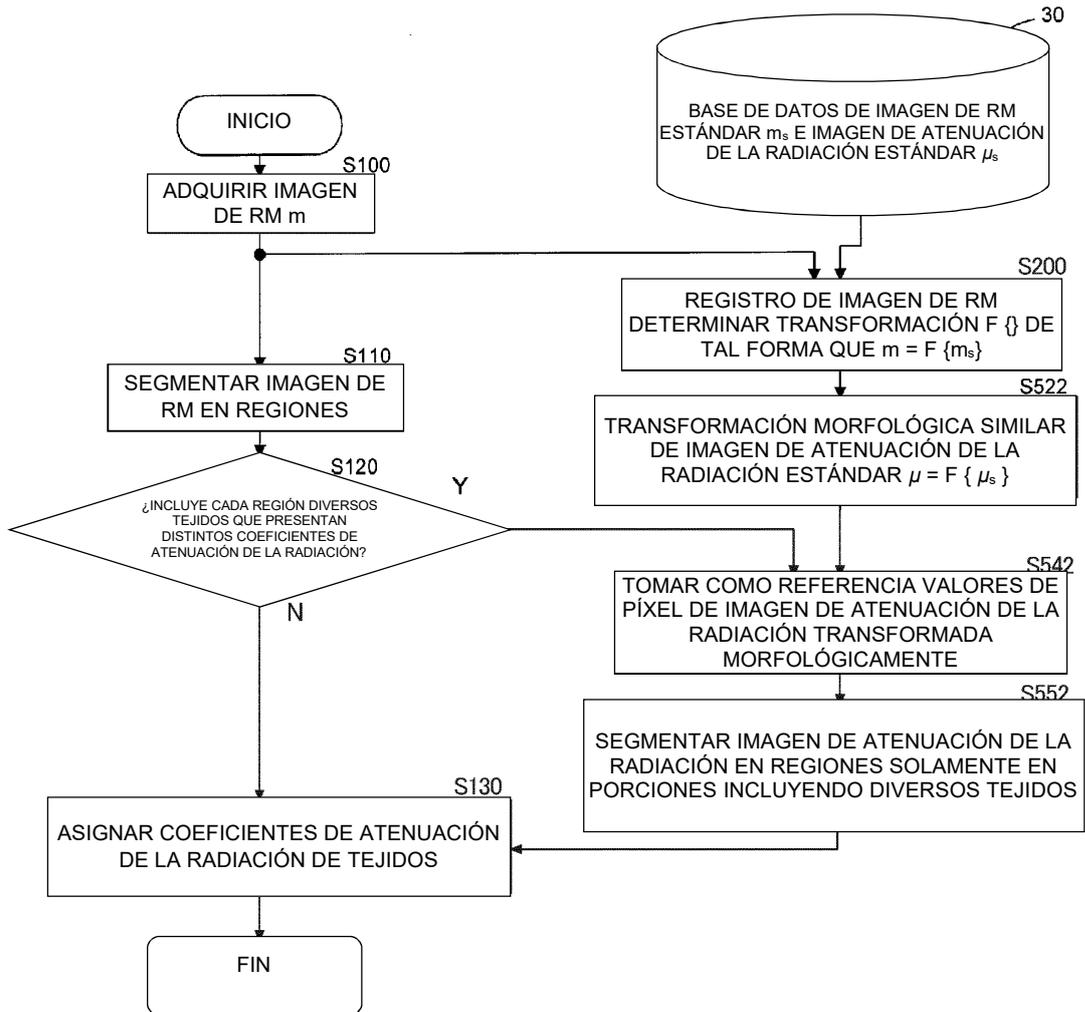


Fig. 20

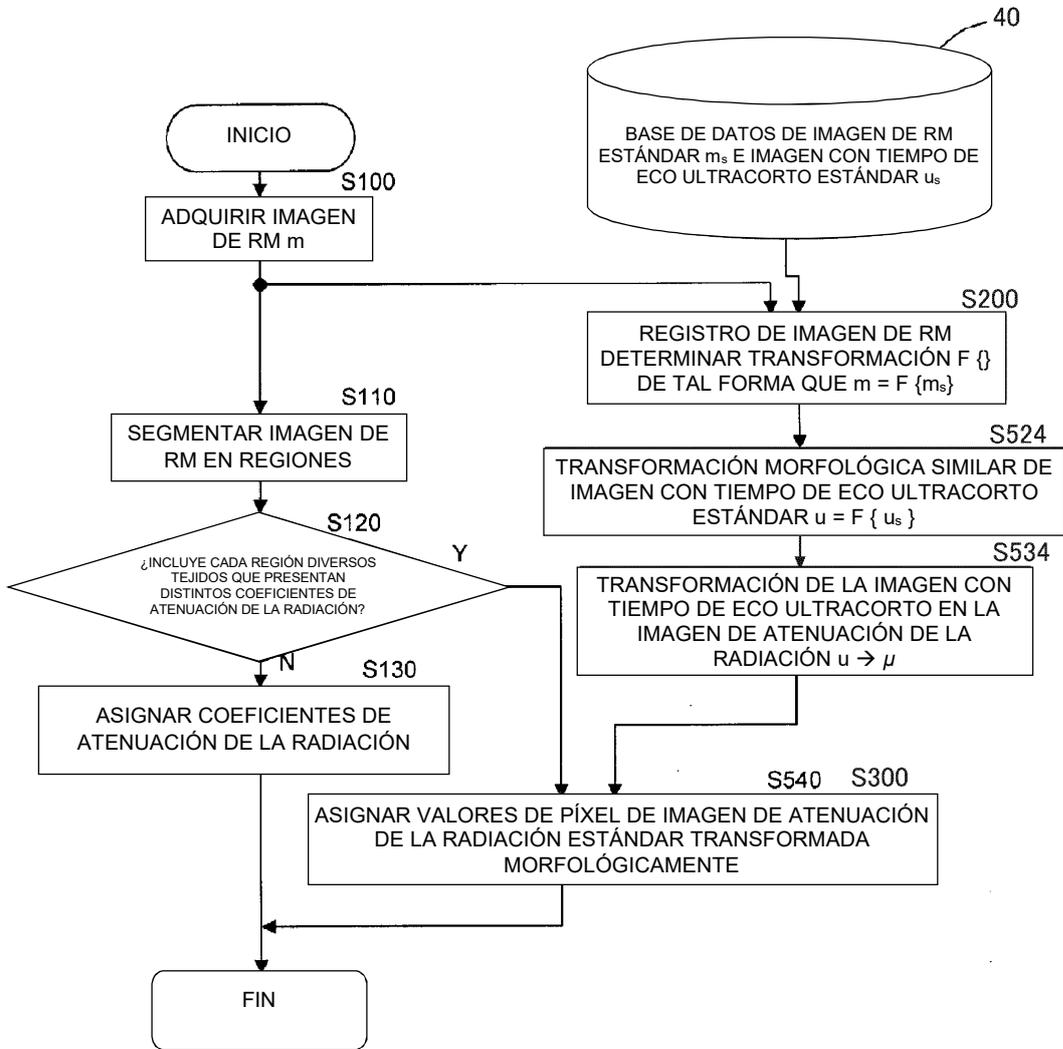


Fig. 21

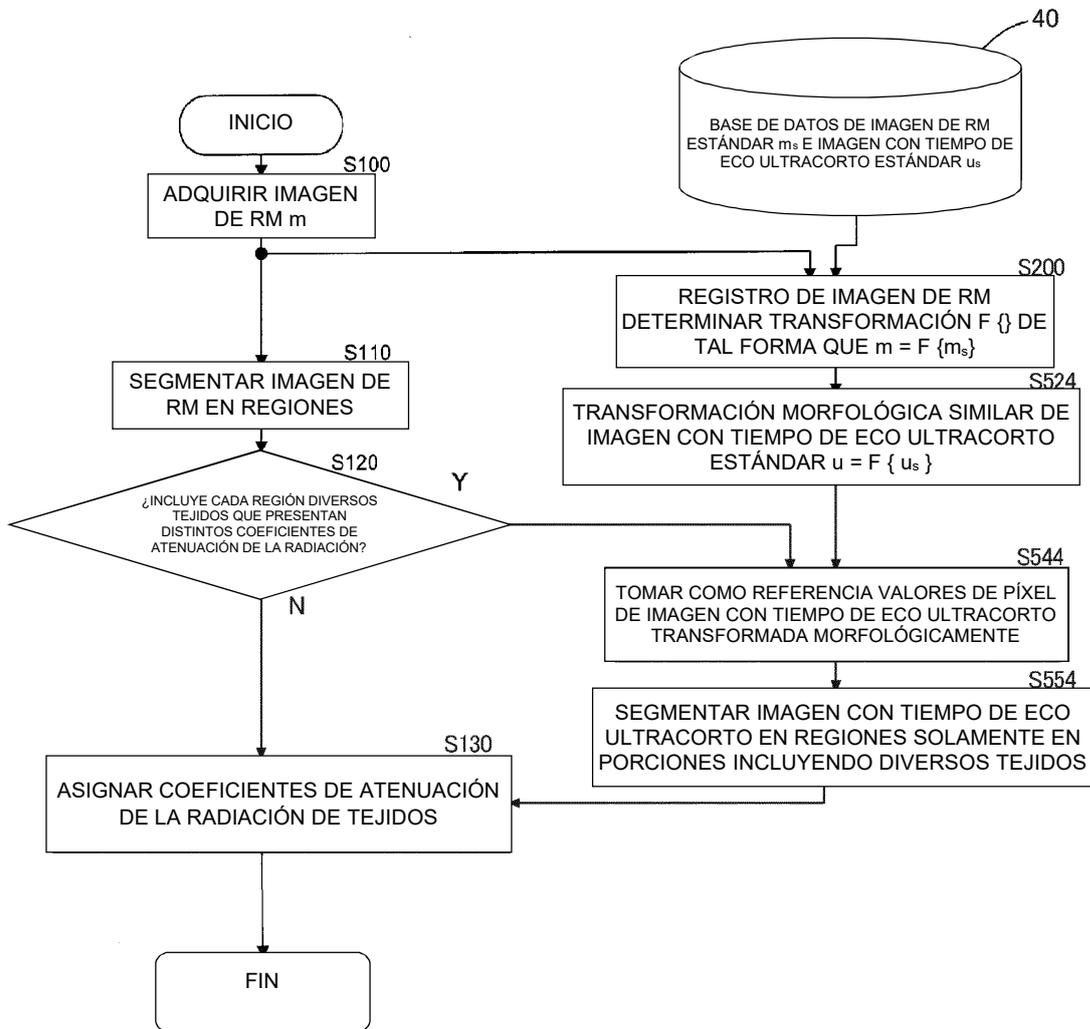


Fig. 22

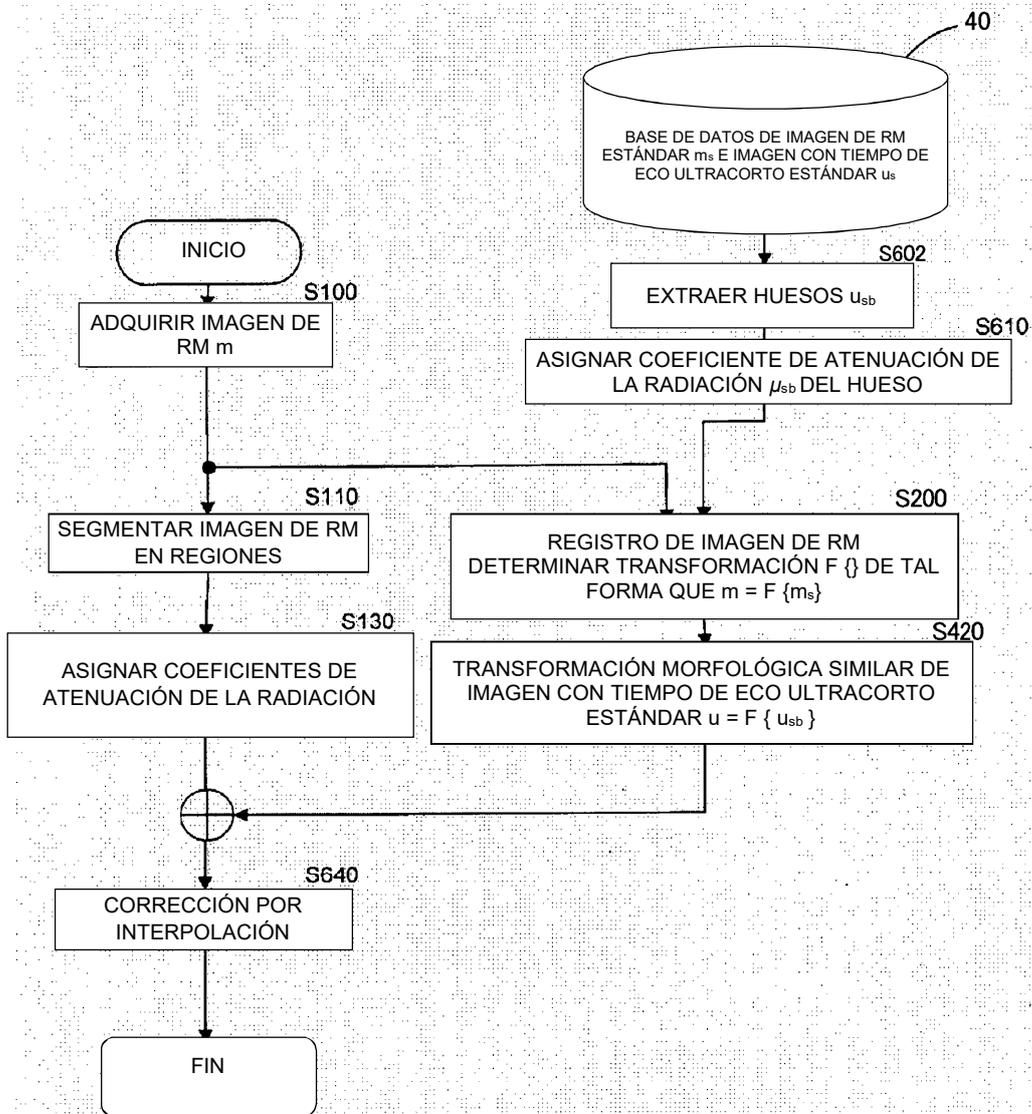


Fig. 23

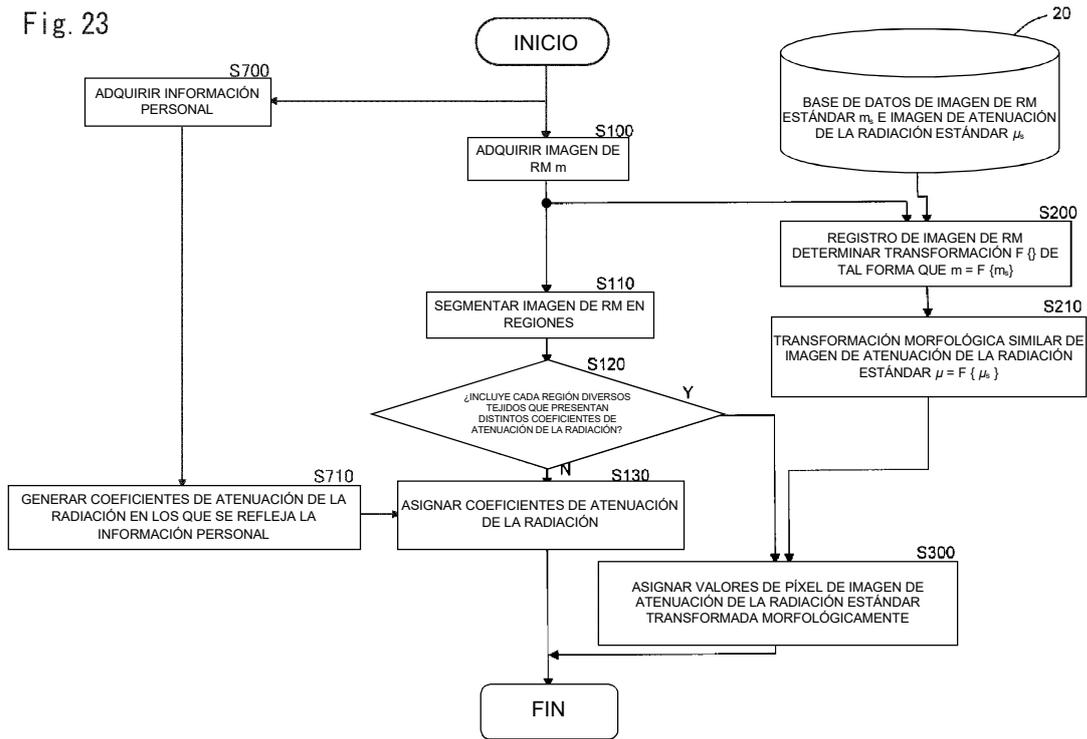


Fig. 24

