

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 685 977**

51 Int. Cl.:

G06T 7/11 (2007.01)

G06T 7/143 (2007.01)

G06T 7/174 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.09.2014** **E 14184117 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.05.2018** **EP 2996085**

54 Título: **Método y sistema para analizar datos de imágenes**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
15.10.2018

73 Titular/es:

ICOMETRIX NV (100.0%)
Kolonel Begaultlaan 1B bus 12
3012 Leuven, BE

72 Inventor/es:

JAIN, SAURABH;
SMEETS, DIRK;
SIMA, DIANA;
RIBBENS, ANNEMIE y
MAERTENS, ANKE

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 685 977 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 y sistema para analizar datos de imágenes

Campo de la invención

5 La presente invención pertenece al campo del análisis de la imagen digital, en particular al análisis de imágenes médicas.

Antecedentes

10 En muchas disciplinas médicas, el diagnóstico y el seguimiento de enfermedades se basa cada vez más en la interpretación de los datos obtenidos mediante técnicas de imágenes médicas. En el campo de la neurología, la imagen por resonancia magnética (MR) se ha vuelto particularmente importante, ya que tiene ventajas específicas sobre la tomografía computarizada (CT) basada en rayos X. en determinadas situaciones.

En particular, el volumen (estimado) de lesiones de materia blanca se usa como un bio marcador para algunas enfermedades neurológicas, en particular la esclerosis múltiple (MS). En los últimos años, se ha intentado automatizar la detección de tales lesiones basándose en imágenes MR.

15 En el artículo *Automated Segmentation of Multiple Sclerosis Lesions by Model Outlier Detection* (IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL 20, N° 8, AGOSTO 2001), K. VAN LEEMPUT et al., se presenta un algoritmo para la segmentación de lesiones de esclerosis múltiple a partir de imágenes de resonancia magnética multi espectral. En el método descrito en ese artículo, las lesiones MS se detectan como valores atípicos con respecto a un modelo estadístico para intensidades del tejido cerebral normal en imágenes MR.

20 En el artículo *An Automatic Segmentation of T2-FLAIR Multiple Sclerosis Lesions* (The MIDAS Journal - MS Lesion Segmentation (MICCAI 2008 Workshop)), JC. SOUPLET et al., se presenta un método diseñado para detectar un área de señal hiper intensa en una secuencia T2-FLAIR. El algoritmo descrito utiliza tres secuencias MRI convencionales: T1, T2 y T2-FLAIR. En primer lugar, las imágenes están recortadas, no están polarizadas espacialmente y están desprovistas del cráneo. Se realiza una segmentación del cerebro en sus diferentes compartimentos en las secuencias T1 y T2. A partir de estas segmentaciones, se calcula automáticamente un umbral para la secuencia T2-FLAIR. Luego, las operaciones post procesamiento seleccionan las lesiones más plausibles en las hiper intensas señales obtenidas.

25 En el artículo *Evaluating and Reducing the Impact of White Matter Lesions on Brain Volume Measurements* (Human Brain Mapping, Volumen 33, Número 9, 2011), M. BATTAGLINI et al., se describe cómo la presencia de lesiones en la materia blanca afecta a ciertas mediciones del volumen cerebral basadas en la segmentación. El artículo indica que rellenar las lesiones con intensidades que coinciden con la materia blanca circundante de apariencia normal aseguraba mediciones precisas de la clase del tejido y por lo tanto representa un enfoque prometedor para la precisión de las mediciones de la clasificación del tejido y del volumen cerebral.

30 El artículo *"White matter lesion extension to automatic brain tissue segmentation on MRI"*, DE BOER R ET AL., 2009, describe un método para segmentar lesiones cerebrales basándose en las imágenes T1 y FLAIR co-registradas. La imagen T1 primero se segmenta en materia blanca (WM), materia gris (GM) y líquido cefalorraquídeo (CSF). El resultado de esta segmentación se transfiere a la imagen FLAIR para detectar valores atípicos por detección del umbral.

35 Existe la necesidad de una forma automatizada para estimar con mayor precisión y fiabilidad los volúmenes respectivos de materia blanca, materia gris y/o líquido cefalorraquídeo (CSF), en presencia de lesiones, en particular lesiones de la materia blanca.

Resumen de la invención

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un método para analizar datos de imágenes, de acuerdo con la reivindicación 1.

45 Una ventaja del método según la presente invención es que combina prudentemente información de diferentes tipos de imágenes para extraer información adicional que sería extremadamente difícil de discernir para un observador humano. La invención se basa, entre otras cosas, en la idea de los inventores de que diferentes tipos de imágenes pueden ser más adecuadas para la segmentación y la detección del valor atípico, respectivamente. La invención se basa además en una idea de los inventores de que diferentes tipos respectivos de informaciones obtenidas de ambos tipos de imágenes puede convenientemente combinarse si se dispone de un mapeo entre dos imágenes, lo que da lugar a una mejor segmentación y a una mejor detección de los valores atípicos. La invención se basa además en una idea de los inventores de que esta combinación de información puede realizarse sucesivamente para
50 obtener el equilibrio deseado entre el gasto de tiempo y la precisión de los resultados.

La primera imagen y la segunda imagen pueden ser bidimensionales o tridimensionales, por lo que los elementos de las imágenes son píxeles o vóxeles, respectivamente. El objeto de las imágenes puede comprender tejidos u órganos biológicos, en particular tejidos del sistema nervioso central, más en particular tejido cerebral. Las imágenes pueden haber sido adquiridas por medio de una técnica de imágenes médicas, tal como la resonancia magnética.

- 5 En una realización del método de acuerdo con la presente invención, los valores atípicos se detectan segmentando la primera imagen a partir de la segmentación de la segunda imagen con una clase de valor atípico adicional.

Una ventaja de esta realización es que los valores atípicos se detectan eficientemente por el mismo proceso general que proporciona la segmentación.

- 10 En una realización, el método de acuerdo con la presente invención comprende además iniciar la segmentación transfiriendo una segmentación de un ejemplo a la segunda imagen.

Una ventaja de esta realización es que la etapa de segmentación puede llevarse a cabo en un tiempo más corto usando una segmentación a modo de ejemplo, por ejemplo, un atlas.

En una realización en particular, la obtención del mapeo comprende realizar un registro de la primera imagen obtenida a la segunda imagen obtenida.

- 15 En los casos en que el mapeo no esté disponible de antemano, se puede obtener como parte de un método de acuerdo con la presente invención por medio de una etapa de registro.

- 20 En una realización del método de acuerdo con la presente invención, el objeto comprende al menos una parte de un cerebro, la primera imagen es una imagen FLAIR, la segunda imagen es una imagen T1; la segmentación comprende una clasificación de elementos de la imagen T1 como materia gris, materia blanca o líquido cefalorraquídeo; y los valores atípicos se detectan entre los elementos de la primera imagen que se clasifican como materia blanca.

Esta realización aplica los principios de la invención a imágenes MRI neurológicas, para obtener diagnóstica o terapéuticamente resultados de segmentación relevantes.

- 25 Una ventaja adicional de esta realización es que el tiempo requerido para el análisis de imagen con el método automatizado de acuerdo con la presente invención es mucho más corto que el tiempo que se requeriría para el análisis manual por expertos humanos. Por lo tanto, el método de la presente invención es particularmente adecuado para procesar la gran cantidad de imágenes implicadas en ensayos clínicos.

En una realización en particular, los valores de reemplazo se basan en los valores promedio de elementos clasificados como materia blanca en elementos no atípicos en la proximidad de dichos respectivos valores atípicos.

- 30 Los valores de reemplazo pueden ser los valores promedio reales de los elementos clasificados como materia blanca en elementos no atípicos en proximidad de dichos valores atípicos respectivos, o los valores derivados de estos promedios, por ejemplo mediante la adición de un término de ruido. Los inventores han encontrado que el uso de valores promedio, preferiblemente con ruido añadido, como valores de reemplazo, producen muy buenos resultados.

- 35 En una realización, el método de acuerdo con la presente invención comprende adicionalmente eliminar elementos que representan tejido no cerebral de la segunda imagen.

Una ventaja de esta realización es que las etapas posteriores del procesamiento de la imagen transcurren de una manera más eficiente si las imágenes no contienen ningún elemento que no sea relevante para el resultado final deseado.

- 40 En una realización del método de acuerdo con la presente invención, la segmentación se usa para calcular los respectivos volúmenes o áreas de materia gris, materia blanca y líquido cefalorraquídeo.

Estos cálculos del volumen o área son útiles para detectar anomalías o cambios en la distribución de estos tipos de materia en el cerebro.

- 45 En una realización del método de acuerdo con la presente invención, la detección de valores atípicos se usa para calcular volúmenes o áreas de valores atípicos.

Este cálculo del volumen o área es útil para detectar anomalías sospechosas tales como lesiones.

En una realización, el método de acuerdo con la presente invención comprende adicionalmente el cálculo de volúmenes o áreas en diferentes regiones anatómicas.

- 50 Una ventaja de esta realización es que pueden obtenerse estimaciones del volumen o área médicamente relevantes

para diferentes regiones anatómicas, cuyas anomalías pueden corresponder a diferentes condiciones médicas. Las diferentes regiones anatómicas se pueden definir de acuerdo con las divisiones que son de uso general en el campo de neurología, como por ejemplo la división del cerebro en los hemisferios izquierdo y derecho, y en un lóbulo frontal, un lóbulo parietal, un lóbulo temporal y un lóbulo occipital. Las diferentes regiones anatómicas se pueden definir de acuerdo con una división que se usa preferentemente en el diagnóstico y seguimiento de un trastorno específico, tal como la esclerosis múltiple, para el que una división de ejemplo puede consistir en una región yuxtacortical, una región peri ventricular y una fosa posterior. El experto apreciará que se pueden utilizar otras divisiones en regiones anatómicas de acuerdo con el tipo de información deseada.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un producto de programa de ordenador que comprende medios de código configurado para hacer que un procesador lleve a cabo el método descrito anteriormente.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema de procesamiento de imágenes que comprende: un interfaz de entrada adaptado para recibir una primera imagen de una primera parte de un objeto y una segunda imagen de una segunda parte del objeto, estando la segunda parte superpuesta sustancialmente con la primera parte; un procesador, conectado operativamente al interfaz de entrada; y un interfaz de salida, conectado operativamente al procesador y adaptado para presentar los resultados producidos por el procesador; y una memoria, operativamente conectada al procesador y dispuesta para interpretar el código a ejecutar por el procesador, comprendiendo dicha memoria el código configurado para hacer que el procesador lleve a cabo el método de cualquiera de las reivindicaciones adjuntas usando la primera imagen y la segunda imagen como entradas.

Los efectos técnicos y las ventajas de las realizaciones del producto del programa de ordenador y del sistema de acuerdo con la presente invención corresponden mutatis mutandis a las de las realizaciones correspondientes del método de acuerdo con la presente invención.

Breve descripción de las figuras

Estos y otros aspectos técnicos y ventajas de las realizaciones de la presente invención se describirán ahora con más detalle con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 proporciona un diagrama de flujo de un método de acuerdo con una realización de la presente invención;

La figura 2 proporciona un diagrama de flujo de un método de acuerdo con otra realización de la presente invención;

La figura 3 proporciona un diagrama de flujo más detallado del método representado en la figura 2; y

La figura 4 ilustra esquemáticamente un sistema de acuerdo con una realización de la presente invención.

Descripción detallada de las realizaciones

La figura 1 proporciona un diagrama de flujo de un método para analizar datos de imágenes de acuerdo con una realización general de la presente invención.

El método ilustrado comprende obtener 1°, una primera imagen 10 de una primera parte de un objeto y obtener 2°, una segunda imagen 20 de una segunda parte del objeto, estando la segunda parte superpuesta sustancialmente con la primera parte. Las imágenes pueden obtenerse de la memoria, o directamente desde un dispositivo de imagen. El método comprende además obtener un mapeo 110 entre la primera imagen 10 y la segunda imagen 20. El mapeo puede ser disponible desde la memoria, o puede producirse sobre la marcha aplicando un algoritmo de registro.

La segunda imagen 20 está segmentada 200 para obtener una segmentación, es decir, diferentes elementos (píxeles o vóxeles) de la segunda imagen 20 se clasifican en diversas categorías predefinidas. La información de la segmentación se transfiere a la primera imagen 10 sobre la base del mapeo mencionado anteriormente. En la primera imagen 10, se detectaron valores atípicos 300 sobre la base de la segmentación; esta etapa consiste por lo tanto en identificar los valores de intensidad extrema de los elementos dentro de una o más clases de elementos. En la segunda imagen 20, los elementos que corresponden, de acuerdo con el mapeo, a al menos algunos de los valores atípicos detectados de la primera imagen 10, se reemplazaron 500 con valores de reemplazo, a fin de obtener una segunda imagen corregida. Los valores de reemplazo son preferiblemente valores promedio de elementos clasificados dentro de la misma clase en elementos no atípicos en la proximidad de los respectivos valores atípicos. La segmentación se actualizó realizando la segmentación 200 en la segunda imagen corregida. La detección 300, el reemplazo 500 y la actualización 200 se realizan sucesivamente hasta que se cumple un criterio de convergencia predeterminado 550. El criterio de convergencia se define convenientemente para detener la sucesión en un punto en el que ya no existe un cambio significativo en la segmentación en el tejido y en la lesión con relación a la sucesión anterior. Una vez que se cumple el criterio, la información final de la segmentación se envía a la salida deseada.

La presente solicitud describe más en particular un método que mide los volúmenes de materia blanca, materia gris y líquido cefalorraquídeo en presencia de lesiones de la materia blanca basado en dos exploraciones del cerebro MR (una imagen MR ponderada en T1 y una imagen MR FLAIR). Además, se miden los volúmenes de las lesiones presentes y del tejido cerebral parenquimal.

- 5 Las lesiones pueden deberse a enfermedades cerebrales tales como, por ejemplo, Esclerosis Múltiple (MS) Los volúmenes de materia blanca y gris son bio marcadores importantes para las enfermedades neurodegenerativas, el volumen de la lesión para las enfermedades neurológicas que involucran lesiones focales.

Una realización más en particular del método de acuerdo con la presente invención se describirá ahora con referencia a la figura 2 (descripción general) y a la figura 3 (diagrama detallado de flujo). La interdependencia de las diversas etapas del método está indicada por medio de las flechas en los diagramas. El orden en el que las diferentes etapas del método descrito a continuación no pretende limitar la invención, a menos que una dependencia temporal en particular sea implícitamente o explícitamente dada por la relación causal entre las etapas. Ciertas etapas se describirán a continuación desde un punto de vista funcional. Los expertos podrán llevar a cabo estas etapas consultando la literatura publicada relevante, sin tener que recurrir a una experimentación indebida. La literatura relevante incluye en particular las siguientes publicaciones:S.

- 10 - OURSELIN et al., *Robust Registration of Multi-modal Images: Towards Real-Time Clinical Applications*, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02);
- M. MODAT et al., *Fast free-form deformation using graphics processing units*, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Volumen 98, Número 3, páginas 278-284, junio de 2010;
- 20 - M. MODAT, *Efficient dense non-rigid registration using the free-form deformation framework*, Doctoral Thesis University College Londres, 2012;
- M. CARDOSO et al., *Adaptive neonate segmentation*, 2011 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'11).

Los expertos apreciarán que la siguiente descripción no es limitativa y que no es esencial adherirse estrictamente a las técnicas descritas en la literatura citada. Los elementos de la invención reivindicada se pueden realizar de una manera diferente sin apartarse del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones.

La primera etapa 100 se denominará "pre procesamiento" y consiste en tres etapas:

- En la primera etapa 110, la imagen FLAIR 10 de entrada del paciente está rigurosamente co-registrada con la imagen de entrada ponderada-T1 20 (Ourselin et al., 2002).
- 30 - En la segunda etapa 120, la imagen de entrada ponderada-T1 20 está desprovista del cráneo clasificando cada voxel como una región del cerebro o una región no cerebral basada en el registro afín de una máscara cerebral disponible de un atlas (MNI) usando NiftyReg (Modat et al., 2010). El registro se realiza utilizando una transformación afín multi resolución, basada en el esquema de Mínimos Cuadrados Recortados y un enfoque de emparejamiento de bloques (Ourselin et al., 2002), seguida de un registro multi resolución no rígido basado en la deformación de Forma Libre (Modat et al., 2012).
- 35 - En la tercera etapa 130, los antecedentes anatómicos probabilísticos para la materia gris (GM), la materia blanca (WM) y el líquido cefalorraquídeo (CSF), que también están disponibles en el atlas cerebral M, se transfieren al espacio de imagen ponderada-T1 usando un registro afín (Ourselin et al., 2002) seguido de un registro no rígido (Modat et al., 2010).
- 40 En la segunda etapa 200, los tres antecedentes probabilísticos del tejido mencionado anteriormente, junto con la imagen T1 20 desprovista del cráneo, actúan como un conocimiento previo a un algoritmo de maximización de expectativas (EM) (Cardoso et al., 2011). El algoritmo modela las intensidades de cada clase de tejido como una distribución normal, supone un campo de polarización gaussiano distribuido para la corrección de la falta de uniformidad de la intensidad y contiene un modelo de consistencia espacial basado en el Campo Aleatorio Markov (MRF). El algoritmo estima sucesivamente los parámetros de cada clase de tejido, así como los parámetros del campo de polarización, y mantiene la consistencia espacial hasta la convergencia. Después de la convergencia del algoritmo EM, la imagen T1 20 se corrige por polarización y se segmenta en las tres clases de tejido, es decir, GM, WM y CSF.

En la tercera etapa 301 (que corresponde a una primera parte de la etapa 300 de la figura 1), las tres segmentaciones de clase del tejido de la etapa anterior 200, junto con la imagen FLAIR co-registrada del mismo paciente, se utilizan para estimar los valores atípicos en la imagen FLAIR 10. Esto se realiza utilizando el mismo algoritmo de maximización de expectativas (EM) (Cardoso et al., 2011), como se describe en la segunda etapa 200, pero ahora se incluye un mapa atípico y las segmentaciones de la imagen T1 20 se utilizan como información previa. En otras palabras, al modelar las intensidades de cada clase de tejido como una distribución normal, la desviación de cada intensidad de estas distribuciones normales se estima y se modela también como un mapa de convicciones

atípicas. El algoritmo estima sucesivamente el mapa de convicciones atípicas y, después de la convergencia, se produce una imagen de convicción atípica. Esta imagen de convicción atípica es una inicialización para la segmentación de lesiones MS.

5 En la cuarta etapa 302 (que corresponde a una segunda parte de la etapa 300 de la figura 1), las lesiones se estiman a partir del mapa de valores atípicos ya que no todos los valores son una lesión (por ejemplo, el mapa atípico podría incluir efectos de volumen parcial, objetos, etc.). A fin de diferenciar las lesiones de tales valores atípicos que no son lesiones, se debe incorporar alguna información adicional a priori sobre la posición y la apariencia de las lesiones. En particular, el mapa atípico se enmascara. La máscara es un subconjunto de la máscara del cerebro donde solo se incluyen intensidades que sean híper intensas hacia GM. Además, los valores atípicos deben estar dentro de WM (se usa una máscara para excluir valores atípicos de GM y CSF, así como también regiones que comúnmente muestren objetos). Finalmente, cada valor atípico debe tener un número mínimo de vóxeles.

En una quinta etapa 500, esta segmentación de la lesión se usa luego para rellenar las lesiones en la imagen T1 corregida por polarización 20 con sus intensidades WM vecinas.

15 Posteriormente, se repiten las etapas 2 (200), 3 (301), 4 (302) y 5 (500) hasta que no haya un cambio significativo en el tejido y en la segmentación de la lesión. La idea de repetir la segunda y la tercera etapas es que las lesiones son principalmente WM, por lo tanto, el relleno de la lesión T1 dará como resultado una mejor segmentación de los tejidos del cerebro, lo que a su vez dará como resultado una mejor segmentación de las lesiones.

20 Opcionalmente, después de la última sucesión, las lesiones se recuperan del GM en caso de que la convicción atípica sea alta. Estas lesiones se agregan a las lesiones previamente encontradas y luego estas lesiones segmentadas finales de FLAIR 10 se dilatan para enfocar mejor el volumen de las lesiones. Posteriormente, la imagen T1 ponderada 20 se rellena una vez más y se segmenta, proporcionando nuevamente las segmentaciones finales WM, GM y CSF.

25 Opcionalmente, los volúmenes y el recuento de las lesiones se determinan dentro de diferentes regiones anatómicas 600, por ejemplo transformando las etiquetas de la región de un atlas anatómico. Esto conduce a los valores estimados finales de volumen WM, GM y CSF 710, y un recuento y volumen de las lesiones 720.

30 La presente invención también se refiere a un sistema que comprende un procesador de imágenes configurado para llevar a cabo los métodos descritos anteriormente. El procesador de imágenes puede realizarse en hardware exclusivo (por ejemplo, ASIC), hardware configurable (por ejemplo, FPGA), componentes programables (por ejemplo, un procesador DSP o un procesador de propósito general con el software apropiado), o cualquier combinación de los mismos. El(Los) mismo(s) componente(s) también puede(n) incluir otras funciones.

35 Un diseño de ejemplo de dicho sistema se ilustra esquemáticamente en la figura 4. El sistema 1000 comprende un interfaz de entrada 1030 adaptado para recibir las imágenes de entrada a utilizar a partir de un aparato de adquisición de imagen o de un elemento de almacenamiento. Sin pérdida de lo general, se ilustran dos elementos de almacenamiento 1010, 1020, que representan dispositivos de almacenamiento respectivos para la imagen FLAIR 10 y para la imagen T1 20. El sistema 1000 comprende además un procesador 1040, conectado operativamente al interfaz de entrada 1030 y a un interfaz de salida 1060. El procesador 1040 es capaz de ejecutar un programa almacenado en la memoria 1050, que está configurado para hacer que el procesador 1040 lleve a cabo el método de acuerdo con la presente invención.

40 El término "interfaz" se utiliza para designar la combinación de hardware y software o firmware necesarios para permitir un intercambio de datos entre el procesador 1040 y los componentes que proporcionan o reciben los datos correspondientes. El interfaz de entrada 1030 y el interfaz de salida 1060 pueden compartir hardware común. En particular, el interfaz puede ser un interfaz de red de área local (LAN), tal como un interfaz de acuerdo con la norma "Ethernet" IEEE 802.3, en la que se basan los protocolos de red y transporte apropiados, tal como una pila TCP/IP.

45 Los interfaces pueden proporcionar acceso a una red de área de almacenamiento (SAN) o almacenamiento conectado a la red (NAS), destinadas a almacenar las imágenes de entrada que se utilizarán y/o el resultado del análisis. Los interfaces pueden proporcionar acceso a una red de área ancha (WAN), tal como Internet, que incluye otros ordenadores que proporcionan las imágenes de entrada a utilizar y/o recuperan el resultado del análisis.

50 La presente invención también se refiere a un producto de programa de ordenador que comprende un código configurado para hacer que un procesador configurado lleve a cabo los métodos descritos anteriormente. El producto de programa de ordenador puede comprender medios interpretables por ordenador, tales como cinta magnética, disco magnético, disco óptico, memoria de semiconductor, o similares, que tienen los medios de código almacenados en los mismos.

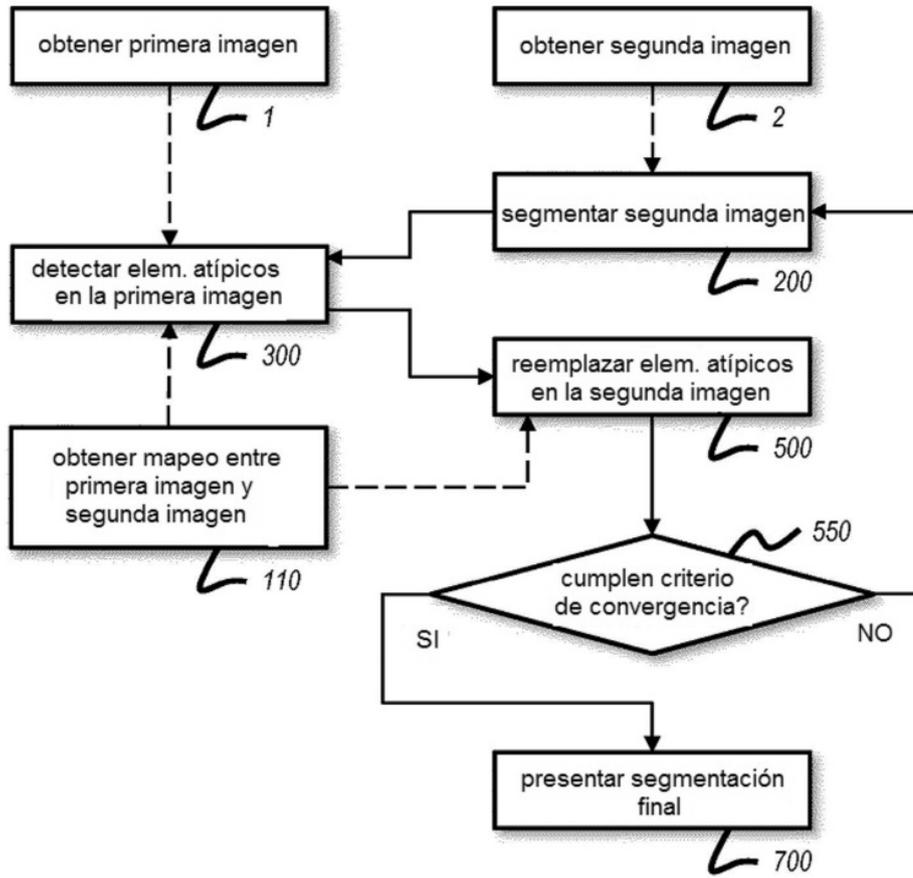
55 Aunque la invención se ha descrito anteriormente con referencia a realizaciones específicas, esto se ha hecho para aclarar y no limitar la invención. Los expertos apreciarán que son posibles diversas modificaciones y diferentes combinaciones de las características descritas sin apartarse del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones

REIVINDICACIONES

1. Un método de análisis de datos de imágenes, que comprende:
 - obtener (1) una primera imagen (10) de una primera parte de un objeto;
 - obtener (2) una segunda imagen (20) de una segunda parte del objeto, teniendo dicha segunda parte una superposición sustancial con dicha primera parte;
 - obtener un mapeo (110) entre dicha primera imagen (10) y dicha segunda imagen (20);
 - segmentar (200) dicha segunda imagen (20) para obtener una segmentación de tejidos;
 - detectar valores atípicos (300) en dicha primera imagen (10) identificando los valores de intensidad extrema de elementos dentro de una o más clases de elementos basándose en dicha segmentación;
- 5 10 - reemplazar (500) los elementos de dicha segunda imagen (20) que corresponden, de acuerdo con dicho mapeo, a al menos algunos de dichos valores atípicos detectados de dicha primera imagen (10), con valores de reemplazo, para obtener una segunda imagen corregida, siendo los al menos algunos de dichos valores atípicos detectados de dicha primera imagen, una segmentación de la lesión; y
 - actualizar dicha segmentación realizando dicha segmentación (200) en dicha segunda imagen corregida;
- 15 en el que dicha detección de los valores atípicos (300), dicho reemplazo (500) y dicha actualización (200) se realizan sucesivamente hasta que se cumpla un criterio de convergencia predeterminado (550), representando dicho criterio de convergencia predeterminado un punto en el cual no existen cambios significativos en el tejido y en la segmentación de la lesión.
- 20 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichos valores atípicos se detectan (300) segmentando dicha primera imagen (10) empezando por dicha segmentación (200) de dicha segunda imagen (20) con una clase adicional de valores atípicos.
3. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además iniciar dicha segmentación (200) transfiriendo (130) una segmentación de un ejemplo a dicha segunda imagen (20).
- 25 4. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha obtención de dicho mapeo (110) comprende realizar un registro de dicha primera imagen obtenida (10) a dicha segunda imagen obtenida (20).
5. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho objeto comprende al menos una parte de un cerebro, dicha primera imagen (10) es una imagen FLAIR, dicha segunda imagen (20) es una imagen T1;
- 30 en el que dicha segmentación comprende una clasificación de elementos de dicha imagen T1 (20) como materia gris, materia blanca o líquido cefalorraquídeo; y
 - en el que dichos valores atípicos se detectan (300) entre los elementos de dicha primera imagen (10) clasificados como materia blanca.
- 35 6. El método de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dichos valores de reemplazo se basan en valores promedio de elementos clasificados como materia blanca en elementos no atípicos en la proximidad de dichos respectivos valores atípicos.
7. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 6, que comprende además eliminar (120) elementos que representan tejido no cerebral de dicha segunda imagen (20).
- 40 8. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, en el que dicha segmentación (200) se usa para calcular (600) volúmenes respectivos o áreas de materia gris, materia blanca y líquido cefalorraquídeo (710).
9. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, en el que dicha detección de valores atípicos (300) se usa para calcular (600) volúmenes o áreas de dichos valores atípicos (720).
- 45 10. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9, que comprende adicionalmente calcular (600) los volúmenes o áreas en diferentes regiones anatómicas.
11. Un producto de programa de ordenador que comprende un medio de código configurado para hacer que un procesador lleve a cabo el método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes.
12. Un sistema de procesamiento de imágenes (1000) que comprende:

- un interfaz de entrada (1030) adaptado para recibir una primera imagen (10) de una primera parte de un objeto y una segunda imagen (20) de una segunda parte de dicho objeto, teniendo dicha segunda parte un solapamiento sustancial con dicha primera parte;
 - un procesador (1040), conectado operativamente a dicho interfaz de entrada (1030); y
- 5 - un interfaz de salida (1060), conectado operativamente a dicho procesador (1040) y adaptado para presentar los resultados de salida producidos por dicho procesador (1040); y
- una memoria (1050), operativamente conectada a dicho procesador (1040) y dispuesta para comprender el código a ejecutar por dicho procesador (1040), comprendiendo dicha memoria (1050) un código configurado para hacer que dicho procesador (1040) lleve a cabo el método de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10 usando dicha primera
- 10 imagen (10) y dicha segunda imagen (20) como entradas.

FIGURA 1



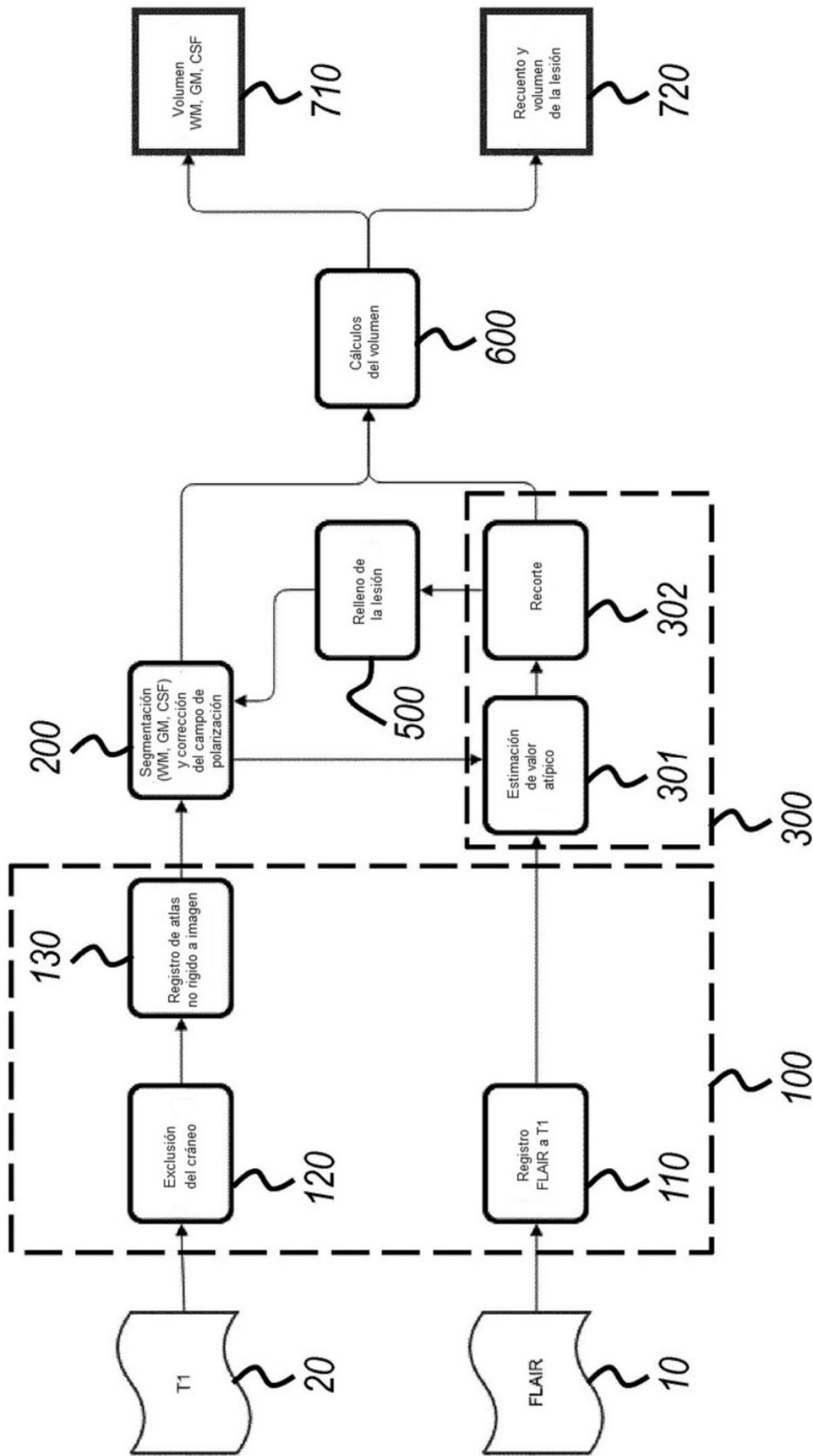


FIGURA 2

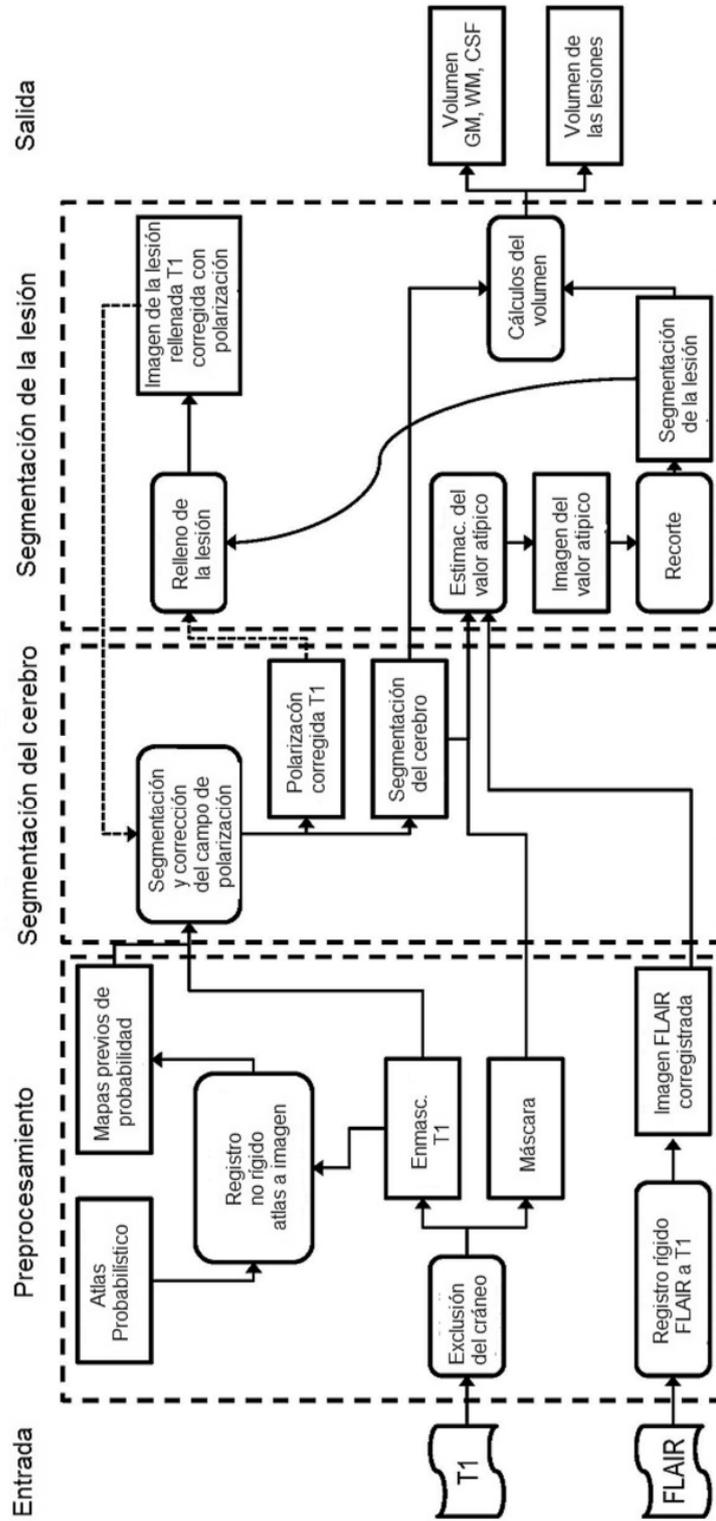


FIGURA 3

FIGURA 4

