



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 355 794**

51 Int. Cl.:
G06T 7/00 (2006.01)
G06T 17/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09744586 .0**
96 Fecha de presentación : **12.06.2009**
97 Número de publicación de la solicitud: **2171687**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.04.2010**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo de tratamiento de imágenes, en particular para el tratamiento de imágenes médicas.**

30 Prioridad: **12.06.2008 FR 08 53911**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
31.03.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
31.03.2011

73 Titular/es: **Franck Maizeroi-Eugene**
30 avenue Jeanne et Maurice Dolivet
92260 Fontenay Aux Roses, FR
Franck Sebastien Renaudie

72 Inventor/es: **Maizeroi-Eugene, Franck**

74 Agente: **Curell Aguilá, Marcelino**

ES 2 355 794 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

La presente invención se refiere al campo del tratamiento de una sucesión de imágenes y más particularmente al tratamiento de una sucesión de imágenes médicas tales como unas imágenes de IRM.

El análisis puramente visual y cualitativo de las imágenes médicas es delicado y necesita mucha experiencia por parte del profesional. Las posibilidades actuales de tratamiento informático de los datos digitales procedentes de los aparatos con fines médicos tales como los aparatos de tratamiento de imágenes hacen posible la realización de un procedimiento de ayuda al profesional en particular con el objetivo de evaluar el volumen de los elementos que el profesional desea estudiar que son generalmente unas anomalías (lesiones, tumores, AVC, etc.). Se han desarrollado unos algoritmos más o menos competentes de corrección de imágenes, de segmentación y de cuantificación automática de las anomalías. El objetivo en particular es cuantificar la evolución de una enfermedad de manera fiable, objetiva y reproducible, y reducir el tiempo que pasa el profesional analizando las imágenes.

El análisis de las imágenes médicas se ha convertido en un punto importante del diagnóstico médico y del aspecto decisional de cualquier tipo de intervención. El análisis de las imágenes ha mejorado sustancialmente por la posibilidad de explotar digitalmente las imágenes médicas (tales como las imágenes de IRM). Una imagen digital es realmente un conjunto de datos con una cierta posición y un cierto valor (por ejemplo un nivel de grises). Un tratamiento digital de las imágenes corresponde simplemente a manipular estos datos con vistas a obtener una información deseada. Generalmente, un diagnóstico médico asistido por el tratamiento de imágenes permite generar una serie de imágenes sucesivas que representan un conjunto de cortes sucesivos de un órgano o de una parte del cuerpo de un paciente. Como el análisis se basa esencialmente en los datos digitales de imágenes, todo el problema consiste en saber cómo interpretar la realidad a partir de estos datos, sabiendo que éstas son sólo una representación más o menos fiel de la realidad. Además, la dificultad del análisis de una serie de imágenes es poder relacionar los elementos identificados en una imagen determinada con los identificados en el conjunto de las demás imágenes de la serie.

Actualmente, el cálculo de volúmenes en unas imágenes médicas, por ejemplo de tipo IRM, no se calcula directamente en 3D. Se realiza con la ayuda de herramientas informáticas en 2 dimensiones (medición de una longitud con una regleta informática, medición de una elipse, de un polígono, de un círculo) sobre cada corte de imagen (axial, sagital y frontal) y después el profesional efectúa manualmente un cálculo aproximado. Como el volumen de las anomalías (accidente vascular cerebral denominado "AVC" o tumor por ejemplo) es raramente de forma geométrica simple, este método de extrapolación genera unas imprecisiones en las 3 dimensiones y lleva por lo tanto al final un delta de error amplificado.

En particular, anotando: n

- A la superficie a medir sobre el corte axial y Δa su incertidumbre de medición en este plano de corte;
- S la superficie a medir sobre el corte sagital y Δs su incertidumbre de medición en este plano de corte;
- F la superficie a medir sobre el corte frontal y Δf su incertidumbre de medición en este plano de corte;

el cálculo del volumen V en imágenes médicas se realiza a partir de la fórmula siguiente:

$$V=A*S*F \text{ con una incertidumbre de } \Delta v=V*(\Delta a/A+\Delta s/S+\Delta f/F)$$

Un objetivo de la invención es proponer un procedimiento y un dispositivo de tratamiento de una sucesión de imágenes mejorado con respecto al estado de la técnica, que permita en particular mejorar la precisión y la fiabilidad del cálculo de volumen a partir de dichas imágenes.

Con este fin, la invención propone un procedimiento para la transmisión de una etiqueta entre dos imágenes según la reivindicación 1.

Ventajosamente pero facultativamente, la invención comprende por lo menos una de las características siguientes:

- el procedimiento comprende una etapa suplementaria según la cual se suprime cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente,
- el procedimiento comprende una etapa suplementaria según la cual se da una nueva etiqueta a cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de puntos conectados de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente,
- el procedimiento comprende una etapa suplementaria según la cual cada parte no común de la segunda

imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente recibe la etiqueta de uno de los dos conjuntos,

- cada etiqueta se caracteriza por un valor, comprendiendo el procedimiento además la etapa siguiente:
 - crear una equivalencia entre las etiquetas de dos conjuntos de la primera imagen en contacto con un mismo conjunto de la segunda imagen.
- varias etiquetas son incompatibles de manera que no se crea ninguna equivalencia entre estas etiquetas,
- la etapa de determinación de los conjuntos comprende por lo menos una de las etapas de tratamiento siguientes: segmentación, aplicación de un filtro de varianza, etapa de llenado conexo.

La invención se refiere asimismo a un procedimiento para la determinación de volúmenes a partir de diferentes imágenes, representando cada imagen unos planos sucesivos sustancialmente paralelos, comprendiendo el procedimiento las etapas siguientes:

- seleccionar una imagen de partida de entre el conjunto de las imágenes,
- seleccionar unos puntos en la imagen de partida de la que se desea determinar el volumen,
- determinar varios conjuntos de puntos conectados en la imagen de partida de manera que los puntos seleccionados pertenezcan al mismo conjunto, teniendo dicho conjunto una etiqueta principal, teniendo los demás conjuntos una etiqueta secundaria,
- realizar el procedimiento de transmisión de etiqueta según la invención sobre el conjunto de las imágenes,
- determinar el volumen que corresponde a los conjuntos de cada imagen que comprende dicha etiqueta específica.

Ventajosamente pero facultativamente, este procedimiento comprende por lo menos una de las características siguientes:

- la etapa de determinación de volumen comprende una etapa de integración de las áreas de los conjuntos de cada imagen que comprende dicha etiqueta específica,

La invención se refiere asimismo a un procedimiento para la determinación de volumen a partir de imágenes médicas de escáner o de IRM que comprende el conjunto de las etapas del procedimiento para la determinación de volúmenes según la invención.

La invención se refiere asimismo a un procedimiento para la determinación de volumen a partir de imagen de escáner o de IRM de un cerebro de un paciente, comprendiendo el procedimiento el conjunto de las etapas del procedimiento para la determinación de volúmenes según la invención, caracterizado porque comprende previamente las etapas siguientes:

- determinar en la imagen de partida el conjunto que corresponde al cráneo del paciente,
- determinar en la imagen de partida el conjunto que corresponde al cerebro del paciente.

La invención se refiere asimismo a un dispositivo para la determinación de volumen a partir de imágenes médicas, por ejemplo de escáner o de IRM, caracterizado porque comprende unos medios de realización del conjunto de las etapas del procedimiento según la invención.

La invención se refiere asimismo a un dispositivo, que comprende además un aparellaje de adquisición de dichas imágenes médicas, tal como un aparato IRM o de escáner.

La invención se refiere asimismo a un producto de programa de ordenador que comprende unas instrucciones de código de programa grabado en un soporte que se puede utilizar en un ordenador para la realización del conjunto de las etapas del procedimiento según la invención.

Dicho procedimiento puede ventajosamente ser utilizado para medir de manera semi-automática (por ejemplo a través de un clic del profesional sobre una zona de interés y eventualmente coloreada por un programa correspondiente), instantánea, y precisa los volúmenes a partir de las imágenes médicas. Dicho procedimiento puede estar ventajosamente dedicado a unas imágenes de un IRM cerebral, aplicado en particular a la medición de los tumores y de los accidentes vasculares cerebrales (AVC). Además, el procedimiento puede asimismo estar dedicado a los tumores de la pelvis.

Dicho procedimiento permite obtener de manera inesperada unas mediciones precisas y rápidas del volumen de una anomalía (AVC, lesión, etc.) y servirá para decidir de manera más segura la orientación del tratamiento del paciente; en particular para asegurar la decisión de operación compleja y/o peligrosa. En efecto, dicha decisión depende generalmente de un umbral de volumen. Por ejemplo, en el caso de un AVS, la operación se inicia si el volumen de la anomalía sobrepasa una tercera parte del territorio silviano del cerebro. Así, con un procedimiento de cálculo de volumen según la invención, este umbral de inicio de una operación (tal como la trombolisis) es fiable y reproducible.

Otras características, objetivos y ventajas de la presente invención se pondrán más claramente de manifiesto a partir de la descripción detallada siguiente, haciendo referencia a unos dibujos adjuntos, dados a título de ejemplos no limitativos y en los que:

- la figura 1a y 1b son unos ejemplos de conexidades entre los píxeles,
- la figura 2 es un esquema simplificado del cuerpo humano que presenta los tres cortes sagital, frontal y transversal,
- Las figuras 3a a 3d presentan un ejemplo de aplicación de un procedimiento de etiquetado según una forma de realización posible de la invención,
- las figuras 4a a 4d presentan un ejemplo de aplicación de un procedimiento de etiquetado según una forma de realización posible de la invención,
- las figuras 5a a 5d presentan un ejemplo de aplicación de un procedimiento de etiquetado según una forma de realización posible de la invención,
- las figuras 6a a 6d presentan un ejemplo de aplicación de un procedimiento para la determinación de un volumen a partir de una imagen de un cerebro,
- la figura 7 es un gráfico que presenta las diferentes áreas de un volumen a determinar a lo largo de una serie de cortes.

El procedimiento según la invención se basa previamente en unos tratamientos aplicados a las imágenes médicas. Entre estos tratamientos, se utiliza en particular la segmentación y la umbralización.

Segmentación

La segmentación consiste en dividir o en hacer una partición de una imagen en zonas homogéneas según un criterio seleccionado (niveles de grises, textura, etc.), con el fin de extraer la información útil, por ejemplo individualizando en el seno de estructuras normales unos conjuntos de forma y/o de señal.

Umbralización

La umbralización es un tipo de segmentación que permite binarizar una imagen seleccionando dos valores (un mínimo y un máximo) como criterio de selección según que cada píxel de la imagen pertenezca o no al intervalo entre estos dos valores.

Conexidad

La segmentación permite dividir una imagen en varios conjuntos. Un conjunto de puntos está caracterizado por la conexidad que existe entre todos los puntos de este conjunto. Se distinguen dos tipos de conexidad:

- conexidad de complejidad 4,
- conexidad de complejidad 8.

Haciendo referencia a la figura 1a, se establece una complejidad de conexidad de complejidad 4 a partir de los píxeles próximos horizontales y verticales de cada píxel. Sean p y q dos píxeles. Si el píxel p es uno de los 4 cercanos (1 a 4) del píxel q, p y q son conexos de complejidad 4.

Haciendo referencia a la figura 1b, se establece una conexidad de complejidad 8 a partir de los píxeles próximos horizontales, verticales y diagonales de cada píxel. Sean p y q dos píxeles. Si el píxel p es uno de los 8 cercanos (1b a 8b) del píxel q, p y q son conexos de complejidad 8.

Post-tratamiento

El resultado de la segmentación puede sin embargo no ser satisfactorio para el profesional. Por ejemplo, el contorno de ciertas anomalías puede ser sobre o sub-estimado. En efecto, la segmentación es un tratamiento denominado de "bajo nivel" y las imágenes son frecuentemente segmentadas a partir sólo de las propiedades de los píxeles.

Los profesionales utilizan no sólo las propiedades de los píxeles sino también unos conocimientos anatómicos, de experimentos anteriores, etc. Estos conocimientos *a priori* permiten mejorar los resultados de la segmentación. En particular reduciendo los falsos positivos y los falsos negativos (es decir los conjuntos que han sido segmentados de manera errónea). Este conocimiento *a priori* se aporta en la etapa de post-tratamiento de las imágenes segmentadas por las técnicas de inteligencias artificiales, por ejemplo las redes de neuronas y los sistemas de inferencia difusa.

Operación de etiquetado

Al final de la operación de segmentación, se efectúa una operación de etiquetado. La operación de etiquetado consiste en asignar en una imagen binaria un mismo valor (denominado etiqueta) a cada píxel que pertenece a un conjunto de píxeles conexos. Cada conjunto de puntos conexos está así caracterizado por una etiqueta. Se debe observar que varios conjuntos conexos pueden tener la misma etiqueta.

Los conjuntos son tales que ninguno de los conjuntos puede presentar una conexidad con otro conjunto, porque entonces estos dos conjuntos pertenecerían a un mismo conjunto conexo y por lo tanto tendrían la misma etiqueta.

Una etiqueta está asociada a un valor que se selecciona generalmente en el conjunto N^* , es decir en el intervalo $[1, \infty]$. Los valores de etiqueta son preferentemente atribuidos de manera creciente.

Operación de llenado conexo

Sea un conjunto de puntos de conexión, que presentan unas cavidades cerradas (asimilables a unos orificios) tras un tratamiento de imagen (ventanaje, umbralización tal como se ha explicado anteriormente). Como este tratamiento ha ocasionado la pérdida de conjuntos de conexión, y ha provocado estos orificios, es posible encontrar estos conjuntos conexos y unirlos al conjunto de partida de manera que formen sólo un conjunto conexo (sin orificios).

Una operación de cierre o de dilatación se puede utilizar previamente a la operación de llenado con el fin de cerrar unas cavidades abiertas del conjunto conexo de partida. Estas operaciones de cierre o de dilatación son bien conocidas en el estado de la técnica y no se detallarán más.

Filtro de varianza

El operador es una máscara de dimensión 3x3 (o más). Durante su aplicación en un punto de la imagen (estando dicho punto en el centro de la máscara), afecta a dicho punto de varianza del conjunto de los puntos cubiertos por la máscara.

Esta máscara se aplica a todos los puntos de la imagen salvo al borde de la imagen porque faltan unos puntos en el exterior de la imagen. Cuanto más grande sea la máscara más grande deberá ser el borde de la imagen (borde de exclusión). Para una máscara de dimensión 3x3 el borde es de dimensión 1. Se recuerda que la varianza es característica de la dispersión de la muestra con una fórmula de tipo:

$$\text{Varianza} = (\text{media de la suma de los cuadrados de los valores}) - (\text{media al cuadrado de los valores})$$

Dicho filtro de varianza se puede aplicar después de una umbralización con el fin de mejorar el resultado de la umbralización. Este operador sustituye ventajosamente en varias aplicaciones el filtro pasa-banda (filtro de frecuencia).

Etiquetado 3D

El objetivo del etiquetado 3D es crear una red de correspondencia sobre un conjunto de vóxeles conexos según los 3 planos del espacio (axial, frontal, sagital). El vóxel (contracción de "volumetric pixel") es un píxel en 3D. El vóxel se utiliza para la representación de espacios 3D, en física o en tratamiento de imágenes médicas 3D en particular para el tratamiento digital de cortes 2D procedentes de las máquinas de investigación médica tal como se ha citado anteriormente (Escáner, IRM, etc.). Así, en una serie de imágenes constituidas por píxeles, dicha red de correspondencia entre los píxeles de las diferentes imágenes permite establecer unos conjuntos de vóxeles.

Esta operación de etiquetado 3D se aplica a una serie de imágenes que se suceden según uno de los 3

planos y que representa diferentes conjuntos de vóxeles en el espacio.

Generalmente, se trabaja en una serie de imágenes médicas sustancialmente paralelas que se suceden en uno de los planos (axial, frontal, sagital).

A cada conjunto conexo obtenido en una imagen, se asigna una etiqueta con el enfoque siguiente: si se superponen dos imágenes sucesivas, los conjuntos conexos que tienen unas partes comunes llevarán la misma etiqueta global. De hecho, a lo largo de las imágenes, los vóxeles que constituyen un conjunto de puntos conexos según los tres planos llevarán la misma etiqueta.

Haciendo referencia a las figuras 1a a 5d, se entiende por "partes" los sub-conjuntos de los conjuntos de la segunda imagen que resultan de la partición de dichos conjuntos por superposición de los contornos de los conjuntos de la primera imagen con los conjuntos de la segunda imagen.

Más precisamente, las "partes comunes" son los sub-conjuntos de los conjuntos de la segunda imagen de la que cada píxel es común a los conjuntos de la primera imagen y de la segunda imagen.

Por extensión, se entiende por "parte no común" los sub-conjuntos de los conjuntos de la segunda imagen que resulta de la amputación de las partes comunes a dichos conjuntos.

Haciendo referencia a las figuras 3a a 3d, se aporta una imagen denominada I^{n-1} . La imagen comprende varios conjuntos conexos, estando cada conjunto caracterizado por una etiqueta global. La etiqueta es global en el sentido de que es común a una o varias imágenes tratadas anteriormente.

Después, se suministra una imagen siguiente (denominada I^n) representada en la figura 3b. Después de un tratamiento de la imagen, se determinan varios conjuntos. Cada uno de los conjuntos tiene una etiqueta denominado local; es decir que estas etiquetas serán válidas sólo para la imagen en curso.

Se superponen entonces las dos imágenes (I^n y I^{n-1}) con el fin de determinar las partes comunes y las partes no comunes de los conjuntos de la primera y de la segunda imagen. Esta superposición permite obtener una imagen C^n representada en la figura 3c. Esta superposición de imagen permite destacar unas partes comunes 35 que son comunes a los conjuntos de la imagen I^{n-1} y de la imagen I^n . Complementariamente, esta superposición permite destacar las partes no comunes 34 que son lo complementario de los conjuntos de la figura I^n con respecto a las partes comunes 35.

Se da entonces a cada parte común de la imagen I^n la etiqueta global de los conjuntos de la primera imagen a los que dichas partes son comunes permitiendo así hacer la relación (la correspondencia) entre las diferentes imágenes. Paralelamente, se da a cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con un solo conjunto de la imagen I^{n-1} la etiqueta global de dicho conjunto.

Por último, se da a cada parte no común de la segunda imagen que no está en contacto con ningún conjunto de la primera imagen una nueva etiqueta que no pertenece a ninguno de uno de los conjuntos de la primera imagen en el caso ilustrado, y la etiqueta local 33b se convierte en la etiqueta global 33.

Haciendo referencia a las figuras 4a a 4d, y según una forma de realización posible del etiquetado 3D, el procedimiento comprende las etapas siguientes:

- se aporta una imagen actual, denominada I^{n-1} (véase la figura 4a). Esta imagen comprende varios conjuntos, cada uno asociado a una etiqueta global 41 y 42,
- Después, se suministra una imagen siguiente (denominada I^n) representada en la figura 4b. Después de un tratamiento tal como se ha descrito anteriormente realizado sobre dicha imagen, se determina, en particular a partir de la segmentación de la imagen, varios conjuntos, estando cada conjunto caracterizado por una etiqueta local.
- Se superponen entonces las dos imágenes (I^n y I^{n-1}) con el fin de determinar las partes comunes y las partes no comunes de los conjuntos de la primera y de la segunda imagen. Esta superposición permite obtener una imagen C^n representada en la figura 4c. Esta superposición de imagen permite destacar unas partes comunes 43 a y 43b que son comunes a los conjuntos de la imagen I^{n+1} y de la imagen I^n . Complementariamente, esta superposición permite destacar las partes no comunes 44a, 44b y 45 que son lo complementario de los conjuntos de la figura I^n con respecto a las partes comunes.
- Se da entonces a cada parte común de la imagen I^n la etiqueta global de los conjuntos de la primera imagen a los que dichas partes son comunes.
- Paralelamente, se da a cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con un solo conjunto de la imagen I^{n+1} la etiqueta global de dicho conjunto (partes 44a y 44b).

- Por último, se suprime la parte 45 no común de la segunda imagen que está en contacto con dos conjuntos de la primera imagen que tiene una etiqueta global diferente.
- Haciendo referencia a la figura 4d, se establece una relación entre las etiquetas globales 41 y 42 y las partes de conjunto así etiquetadas.

Haciendo referencia a las figuras 5a a 5e, se ilustra un caso un poco más complejo. El procedimiento comprende entonces las etapas siguientes:

Se aporta una imagen actual, denominada I^{n-1} (véase la figura 5a). Esta imagen comprende varios conjuntos 41 y 42 cada uno asociado a una etiqueta global 51, 52 ó 53.

Después, se suministra una imagen siguiente (denominada I^n) representada en la figura 5b. Después de un tratamiento tal como se ha descrito anteriormente realizado sobre dicha imagen, se determina, en particular a partir de la segmentación de la imagen, varios conjuntos, estando cada conjunto caracterizado por una etiqueta local, 501, 502, 503, 504, 505 ó 506.

Se superponen entonces las dos imágenes (I^n y I^{n-1}) con el fin de determinar las partes comunes y las partes no comunes de los conjuntos de la primera y de la segunda imagen. Esta superposición permite obtener una imagen C^n representada en la figura 5c. Esta superposición de imagen permite destacar unas partes comunes 502b, 502c, 502d, 502f, 503b, 503e y 506b que son comunes a los conjuntos de la imagen I^{n+1} y de la imagen I^n . Complementariamente, esta superposición permite destacar las partes no comunes que son lo complementario de los conjuntos de la figura I^n con respecto a las partes comunes.

Se da entonces a cada parte común de la imagen I^n la etiqueta global de los conjuntos de la primera imagen a los que dichas partes son comunes.

Paralelamente, se da a cada parte no común de la imagen I^n que está en contacto con un solo conjunto de la imagen I^{n-1} la etiqueta global de dicho conjunto (partes 502a, 501, 503a, 503c, 506c).

Se suprimen las partes 502h y 502e no comunes de la segunda imagen que está en contacto con dos conjuntos de la primera imagen que tiene una etiqueta global diferente.

Haciendo referencia a la figura 5d, se establece una relación entre las etiquetas globales 51 y 52 y las partes de conjunto así etiquetadas. Por último, las partes 505 y 504 que no están en contacto con ningún conjunto de la imagen I^{n-1} son etiquetadas con una nueva etiqueta global 54 y 55.

Como conclusión, una parte no común en contacto con por lo menos dos conjuntos que no tienen el mismo valor de etiqueta global puede:

- o bien ser suprimida, lo cual permite obtener una separación clara entre dos etiquetas globales.
- O bien se le asigna un nuevo valor de etiqueta global, lo cual permite obtener una separación clara entre dos etiquetas globales conservando al mismo tiempo la información de dicha parte.
- O bien se le asigna la etiqueta global de uno de estos conjuntos, lo cual permite estar seguro de que no se ha perdido ninguna información referente a una etiqueta global.

Esta decisión se toma según una regla de decisión definida desde el principio. Esta regla permite definir de qué manera se tratarán las partes no comunes conexas a por lo menos dos conjuntos que no tienen el mismo valor de etiqueta global. Esta regla puede por lo tanto definir que dicha parte se suprima tal como se ha ilustrado en las figuras 4a a 4d y 5a a 5d.

Esta regla puede asimismo definir que se asigne a dicha parte un nuevo valor de etiqueta global que no ha sido utilizada todavía en el procedimiento, generalmente incrementando el valor de la última etiqueta global asignada.

Esta regla puede asimismo definir que se asigne a dicha parte el valor de etiqueta global de uno de los dos conjuntos según una prioridad de las etiquetas.

Para evitar sin embargo que unos conjuntos o unas partes de conjuntos sean etiquetados de manera errónea, se definen unas reglas según las cuales ciertas etiquetas globales son compatibles entre sí y otras son incompatibles entre sí. La realización de la regla de decisión referente a las partes no comunes diferirá según la compatibilidad de las etiquetas globales en contacto con dicha parte.

Durante el procedimiento de etiquetado, se memoriza cada etiqueta global y se hace una relación entre los diferentes píxeles que pertenecen a dichas etiquetas globales en una tabla de correspondencia, permitiendo así

relacionar las diferentes imágenes de la serie de imágenes.

Si durante el procedimiento, para una imagen dada, un conjunto conexo está en contacto con unas etiquetas globales compatibles, estas etiquetas globales se denominarán equivalentes entre sí.

La equivalencia entre estas etiquetas globales provoca por consiguiente la equivalencia de todas las etiquetas globales que son equivalentes. Entre un conjunto de etiquetas equivalentes se selecciona el valor más pequeño de etiqueta que se asigna en la tabla de equivalencia a todas las etiquetas equivalentes.

Si durante el procedimiento, para una imagen dada, un conjunto conexo está en contacto con las etiquetas globales de las cuales algunas son incompatibles entre sí, no se modifica la tabla de correspondencia de las etiquetas globales; la incompatibilidad de algunas de estas etiquetas no permite la equivalencia entre sí.

Según una regla predefinida, se podrá:

- atribuir una nueva etiqueta global a esta parte, o
- suprimir dicha parte, permitiendo así crear una separación clara entre las dos etiquetas globales.

Se debe observar que cada píxel de una imagen se graba con su posición (3 coordenadas x, y, nº de imagen), su intensidad y su número de etiqueta.

Al final del procedimiento de tratamiento sobre la serie de imagen de partida, se obtiene una tabla de correspondencia, a partir de la cual se puede reconstituir la red de equivalencia de cada etiqueta global (así como el conjunto de etiquetas equivalentes a una etiqueta dada) y así reconstituir los conjuntos conexos en el sentido amplio (los tres planos: axial, frontal, sagital) es decir reencontrar los píxeles grabados con una etiqueta contenida en la red de equivalencia y establecer así los vóxeles.

Así, a partir de un punto que pertenece a un conjunto de puntos conexos en una imagen de la serie, se encuentra el conjunto de puntos ampliamente conexos (es decir según los tres planos del espacio) al cual pertenece este punto.

Zona de interés para el profesional

Previamente al procedimiento de etiquetado, el profesional selecciona una imagen en la que visualiza una anomalía (o zona de interés) que desea estudiar y que es la mejor visible. Esta imagen le permite seleccionar previamente unos puntos a partir de los cuales después de haber etiquetado esta imagen, se obtienen las etiquetas de los conjuntos relacionados con estos puntos. Preferentemente, al conjunto que comprende los puntos seleccionados se le asigna la etiqueta global de valor 1. A los demás conjuntos de la imagen, se asigna la etiqueta global de valor 2.

La etiqueta global de valor 1 es la etiqueta cuya red de equivalencia designará los conjuntos conexos buscados por el profesional.

La etiqueta global de valor 2 es la etiqueta cuya red de equivalencia que designa los conjuntos conexos que no pueden pertenecer a la red de equivalencia de la etiqueta global de valor 1. Las etiquetas globales 1 y 2 son incompatibles.

Durante el tratamiento de la serie de imagen, la tabla de correspondencia se crea tal como se ha descrito anteriormente. Cuando dos etiquetas globales son consideradas como equivalentes, se modifica la tabla poniendo el valor de la etiqueta de valor más pequeño en su red de equivalencia para las dos etiquetas. Sin embargo, una equivalencia no es posible nunca entre una etiqueta global de valor 2 y una etiqueta global de valor 1: estas dos etiquetas son incompatibles. Esta regla es muy importante y permite evitar un "contagio" de la etiqueta 1 (conjunto buscado por el profesional) con otros conjuntos de la imagen que en realidad no pertenecen a la parte del conjunto buscado.

Se debe observar que, en una serie de imágenes, la primera imagen tratada no es obligatoriamente la primera imagen de la serie. Así, está previsto seleccionar una imagen de partida, lo cual permite entonces obtener dos series de imágenes:

- una primera parte de serie al principio de esta imagen que va hasta la última imagen en el sentido ascendente,
- una segunda parte de serie al principio de esta imagen que va hasta la primera imagen en el sentido descendente.

Esta selección de la imagen de partida permite seleccionar la mejor imagen que permite distinguir la

anomalía a estudiar.

5 Durante el tratamiento de la primera parte de serie, la tabla de correspondencia se crea y es la misma tabla que se utiliza durante la segunda parte de serie.

Para tratar la segunda parte de serie, se empieza por la imagen de partida, tal como anteriormente, pero con la diferencia de que las nuevas etiquetas globales que son entonces atribuidas durante la segunda parte de serie, empiezan después del último valor de etiqueta alcanzado durante el tratamiento de la primera serie.

10 Al final del tratamiento, se obtiene la tabla de correspondencia, a partir de la cual se puede reconstituir la red de equivalencia de cada etiqueta y así reconstituir los conjuntos conexos en el sentido amplio (es decir según los tres planos: axial, frontal, sagital).

15 Así, a partir de la etiqueta global 1, se encuentra el conjunto de puntos ampliamente conexos relacionados con esta etiqueta.

Aplicación a una serie de imágenes IRM de un cerebro

20 Haciendo referencia a las figuras 6a a 6d, se describirá una aplicación del procedimiento según la invención a una serie de imágenes IRM de un cerebro.

Se dispone inicialmente de una serie de imágenes sucesivas en el plano axial; estas imágenes proceden de un procedimiento de tratamiento de imágenes por resonancia magnética IRM.

25 El objetivo global para el profesional es identificar una anomalía sobre por lo menos una de las imágenes de la serie (tumor, AVC, etc.) con el fin de efectuar sobre esta anomalía las mediciones de su elección (por ejemplo una medición de volumen).

30 De la serie inicial de imagen, el profesional extrae una nube de puntos o más básicamente una serie de imagen que comprende el principio y el final de esta anomalía.

Segmentación del cráneo

35 Para cada imagen de la serie, se calcula a partir de la forma del cráneo un conjunto conexo así como el baricentro de los puntos de este conjunto.

40 Para ello, se realiza una umbralización simple, es decir una binarización de la imagen obtenida con un umbral máximo y un umbral mínimo, con el fin de obtener la mejor segmentación del cráneo tal como se ilustra en la figura 6a, en la que se observa claramente la parte ósea en blanco.

Se realiza entonces un llenado conexo, lo cual permite obtener la forma llena del cráneo.

Segmentación del cerebro

45 Para cada imagen de la serie y a partir de la zona del cráneo calculada anteriormente, se calcula a partir de la forma del cerebro.

Para ello, se efectúa para cada imagen:

- 50 - una umbralización de la imagen con el fin de obtener la mejor segmentación del cerebro tal como se ilustra en la figura 6b.
- 55 - Se prevé reducir a continuación la forma del cráneo (segmentada anteriormente) en un factor dado (generalmente un factor de proporción comprendido entre 0,99 y 0,9) conservando al mismo tiempo su centrado en la imagen, lo cual permitirá definir una zona de exclusión más allá de la forma reducida. Así, se excluye automáticamente cualquier punto fuera de la forma reducida (y por lo tanto susceptible de pertenecer a la masa ósea del cráneo).
- 60 - Se realiza asimismo un llenado conexo del cerebro, lo cual permite obtener la forma llena del cerebro.

Segmentación del tumor

65 Se realiza a continuación una umbralización con el fin de obtener la mejor segmentación del tumor (o de cualquier otra anomalía) tal como se ilustra en la figura 6c. Ventajosamente, se puede aplicar un filtro varianza (por ejemplo en forma de una máscara 3x3) sobre la imagen inicial antes de la umbralización en la imagen resultante.

La zona de exclusión definida anteriormente permite no tener en cuenta el cráneo en la umbralización del

tumor. Se realiza entonces un llenado conexo de los diferentes conjuntos de puntos. La zona de exclusión permite efectuar el llenado conexo en todos los elementos en el interior del cráneo y no en el cráneo en sí.

5 Se efectúa a continuación un etiquetado de la imagen (véase la figura 6d). Este etiquetado de la imagen permite que el profesional defina el conjunto a estudiar (etiqueta global de valor 1) que representa en este caso el tumor y el conjunto exterior al conjunto a estudiar (etiqueta global de valor 2). Se segmenta así el tumor indicando en la imagen de partida las posiciones de un punto de cada conjunto conexo que constituye el tumor.

10 Ventajosamente, se puede definir en la imagen de partida unas fronteras que sirven para separar un mismo conjunto de puntos conexos en varios conjuntos (separando por ejemplo el tumor del resto de la imagen). Estas fronteras permiten desunir los conjuntos en los que unas partes del tumor son conexas a unos elementos considerados como externos (véase la figura 6d).

15 Cálculo de volumen

Al final del procedimiento y haciendo referencia a la figura 7, se realiza un cálculo del volumen del conjunto conexo a estudiar (por ejemplo el tumor).

20 A partir de la resolución espacial de la imagen y del espacio entre cada imagen, es posible, a partir del cálculo de los vóxeles del conjunto segmentado, determinar el volumen del tumor. Se calcula por lo tanto el volumen haciendo una interpolación lineal entre el área de los cortes sucesivos del tumor.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para la transmisión de una etiqueta entre dos imágenes, comprendiendo el procedimiento las etapas siguientes:

- 5
- proporcionar una primera imagen (I^{n-1}), comprendiendo la primera imagen varios conjuntos de puntos conectados, estando cada conjunto caracterizado por una etiqueta (31, 32, 41, 42, 51, 52, 53),
 - proporcionar una segunda imagen (I^n),
- 10
- determinar a partir de la segunda imagen varios conjuntos de puntos conectados (31b, 32b, 33b, 501, 502, 503, 504, 505, 506),
 - superponer las dos imágenes con el fin de determinar las partes comunes (35, 43a, 43b, 506b, 502b, 502c, 502d, 502f, 503b, 503d) y las partes no comunes (34, 44b, 45, 501, 503a, 503c, 502a, 502b, 502g, 502e, 504, 505, 506a) de los conjuntos de la primera imagen y de la segunda imagen,
- 15
- dar a cada parte común de la segunda imagen la etiqueta del conjunto de la primera imagen (31, 44b, 506a, 502a, 503a) con la que dicha parte es común,
 - dar a cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con un solo conjunto de puntos conectados de la primera imagen (31, 44b, 506a, 502a, 503a) la etiqueta de dicho conjunto,
 - dar a cada parte no común de la segunda imagen que no está en contacto con ningún conjunto de la primera imagen (34, 501, 504, 505) una nueva etiqueta, siendo las partes de la segunda imagen unos subconjuntos de los conjuntos de la segunda imagen que resulta de la partición de dichos conjuntos por superposición de los contornos de los conjuntos de la primera imagen con los conjuntos de la segunda imagen.
- 20
- 25

30

2. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una etapa suplementaria según la cual se suprime cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de puntos conectados de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente (45, 502b, 502g, 502e, 503c).

35

3. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una etapa suplementaria según la cual se da una nueva etiqueta a cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de puntos conectados de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente (45, 502b, 502g, 502e, 503c).

40

4. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una etapa suplementaria según la cual cada parte no común de la segunda imagen que está en contacto con por lo menos dos conjuntos de la primera imagen que tiene una etiqueta diferente recibe la etiqueta de uno de los dos conjuntos (45, 502b, 502g, 502e, 503c).

45

5. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que cada etiqueta está caracterizada por un valor, comprendiendo además el procedimiento la etapa siguiente:

- crear una equivalencia entre las etiquetas de dos conjuntos de la primera imagen en contacto con un mismo conjunto de la segunda imagen.

50

6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que varias etiquetas son incompatibles de manera que no se crea ninguna equivalencia entre estas etiquetas.

55

7. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque la etapa de determinación de los conjuntos comprende por lo menos una de las etapas de tratamiento siguientes: segmentación, aplicación de un filtro de varianza, y etapa de llenado conexo.

60

8. Procedimiento para la determinación de volúmenes a partir de diferentes imágenes, representando cada imagen unos planos sucesivos sustancialmente paralelos, comprendiendo el procedimiento las etapas siguientes:

- seleccionar una imagen de partida de entre el conjunto de las imágenes,
 - seleccionar unos puntos en la imagen de partida de la que se desea determinar el volumen,
 - determinar varios conjuntos de puntos conectados en la imagen de partida de manera que los puntos seleccionados pertenezcan al mismo conjunto, teniendo dicho conjunto una etiqueta principal, teniendo los
- 65

demás conjuntos una etiqueta secundaria,

estando el procedimiento caracterizado porque comprende además las etapas siguientes:

5

- realizar el procedimiento de transmisión de etiqueta según una de las reivindicaciones 1 a 7 sobre el conjunto de las imágenes,
- determinar el volumen que corresponde a los conjuntos de cada imagen que comprende dicha etiqueta específica.

10

9. Procedimiento para la determinación de volumen según la reivindicación 8, en el que la etapa de determinación de volumen comprende una etapa de integración de las áreas de los conjuntos de cada imagen que comprende dicha etiqueta específica.

15

10. Procedimiento para la determinación de volumen a partir de imágenes médicas de escáner o de IRM, caracterizado porque comprende el conjunto de las etapas del procedimiento según la reivindicación 8 ó 9.

20

11. Procedimiento para la determinación de volumen a partir de imágenes de escáner o de IRM de un cerebro de un paciente, caracterizado porque comprende el conjunto de las etapas del procedimiento según las reivindicaciones 8 ó 9, y porque comprende previamente las etapas siguientes:

- determinar en la imagen de partida el conjunto que corresponde al cráneo del paciente,
- determinar en la imagen de partida el conjunto que corresponde al cerebro del paciente.

25

12. Dispositivo para la determinación de volumen a partir de imágenes médicas, por ejemplo de escáner o de IRM, caracterizado porque comprende unos medios de realización del conjunto de las etapas del procedimiento según la reivindicación 8 ó 9.

30

13. Dispositivo según la reivindicación anterior, que comprende además un aparellaje de adquisición de dichas imágenes médicas.

35

14. Producto de programa de ordenador que comprende unas instrucciones de código de programa grabado en un soporte que se puede utilizar en un ordenador para la realización del conjunto de las etapas del procedimiento según la reivindicación 8 ó 9.

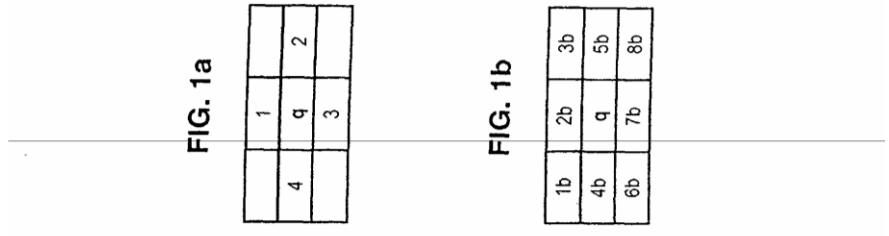


FIG. 1a

1	2
4	q
3	

FIG. 1b

1b	2b	3b
4b	q	5b
6b	7b	8b

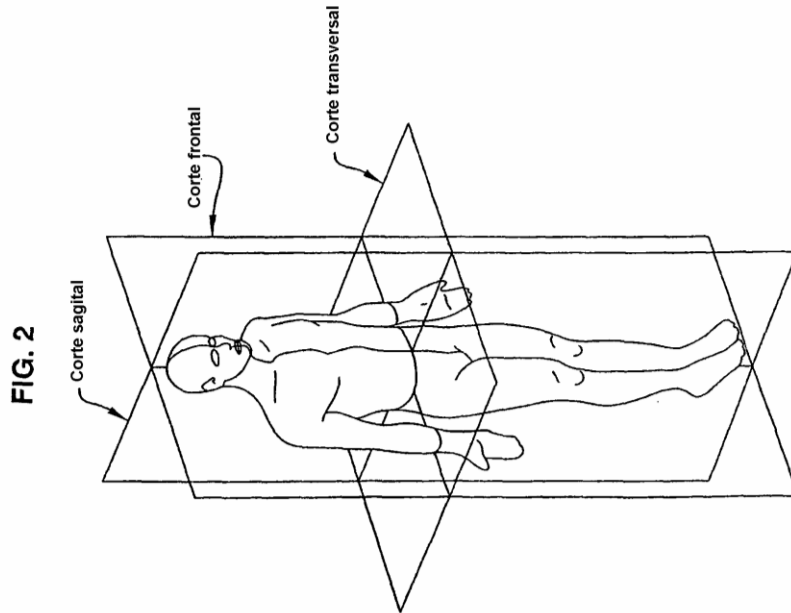


FIG. 2

FIG. 3a
Imagen $|^{n-1}$

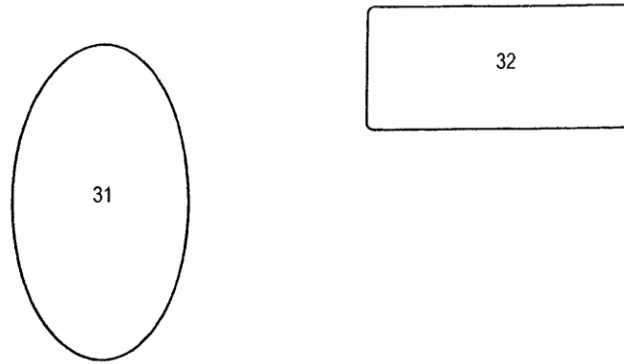


FIG. 3b
Imagen $|^n$

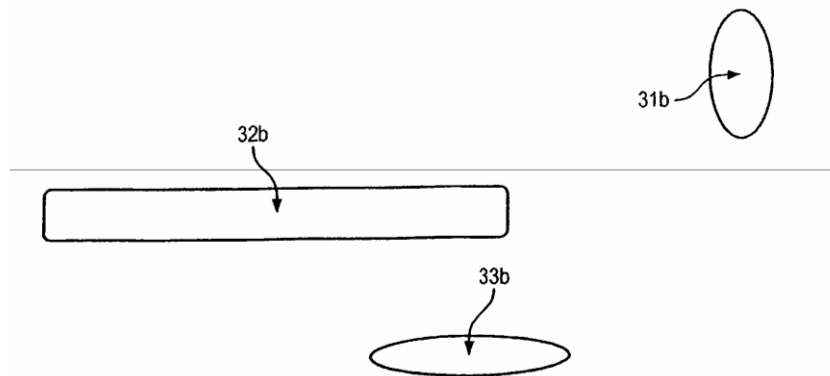


FIG. 3c
Imagen C^n
Superposición de I^n y de I^{n-1}

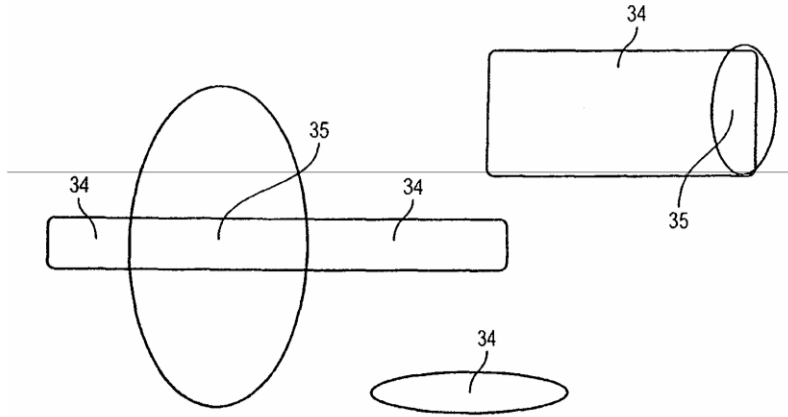


FIG. 3d
Imagen I^n con etiquetas globales

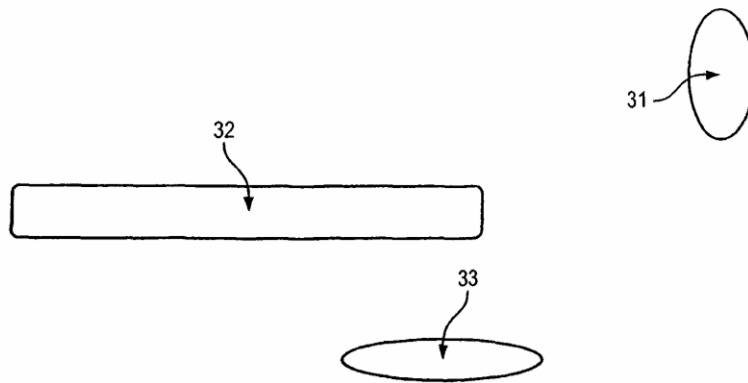


FIG. 4a
Imagen Iⁿ⁻¹

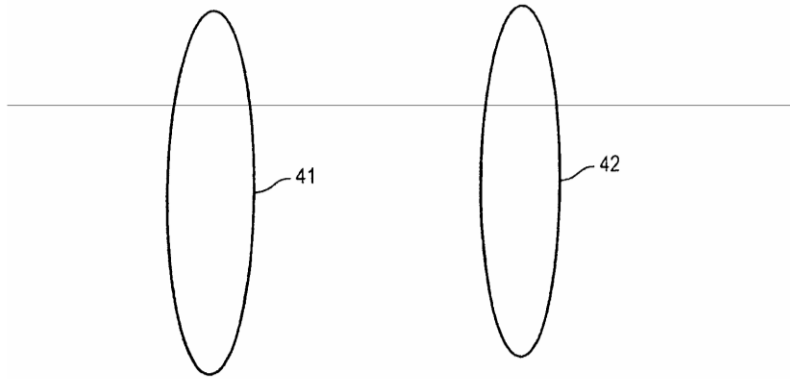


FIG. 4b
Imagen Iⁿ

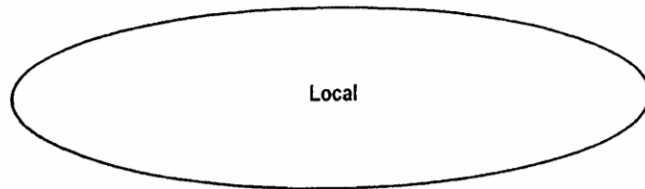


FIG. 4c
Imagen C^n
Superposición de I^n y de I^{n-1}

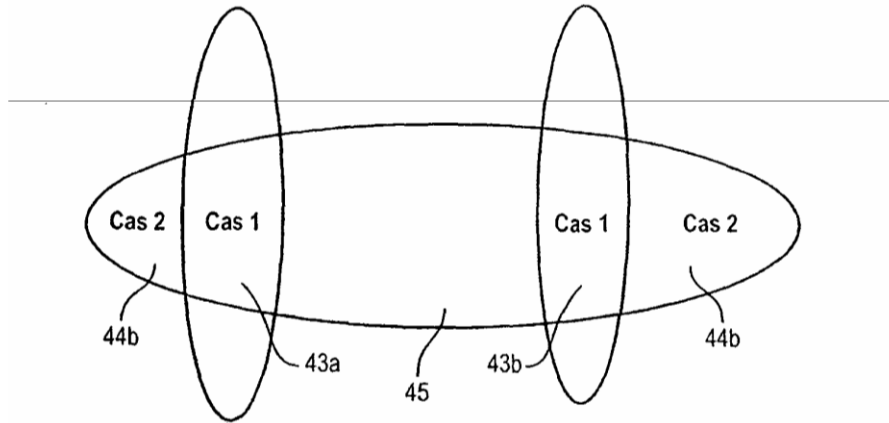


FIG. 4d
Imagen I^n con etiquetas globales



FIG. 5a

Imagen anterior

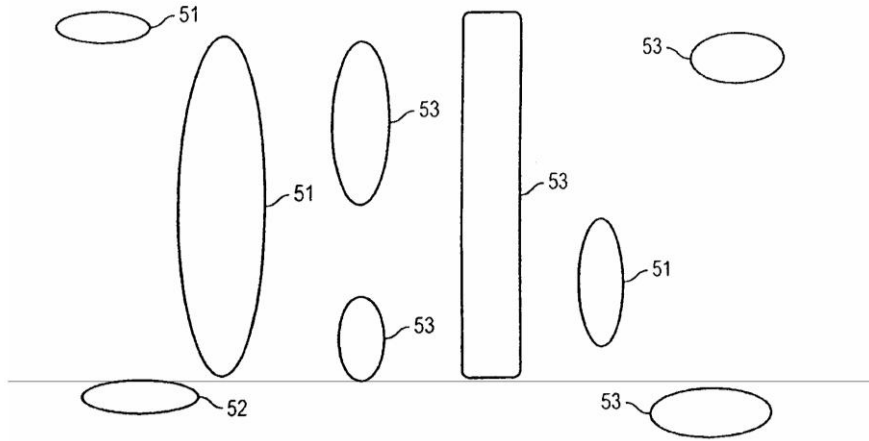


FIG. 5b

Imagen siguiente

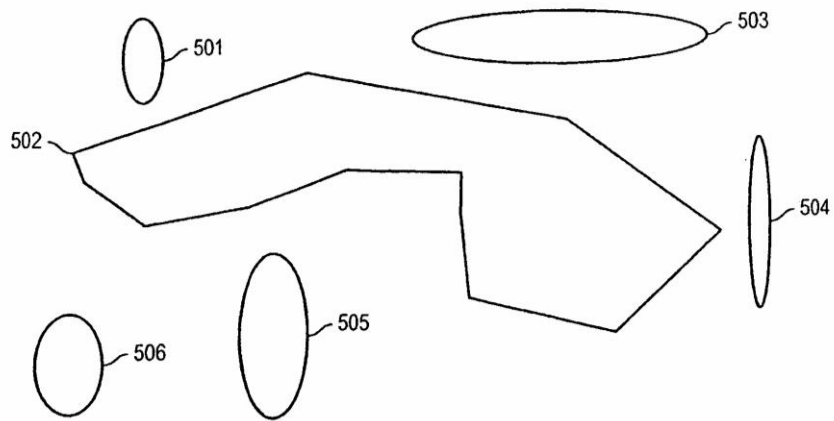


FIG. 5c

Imagen de la superposición de las dos imágenes

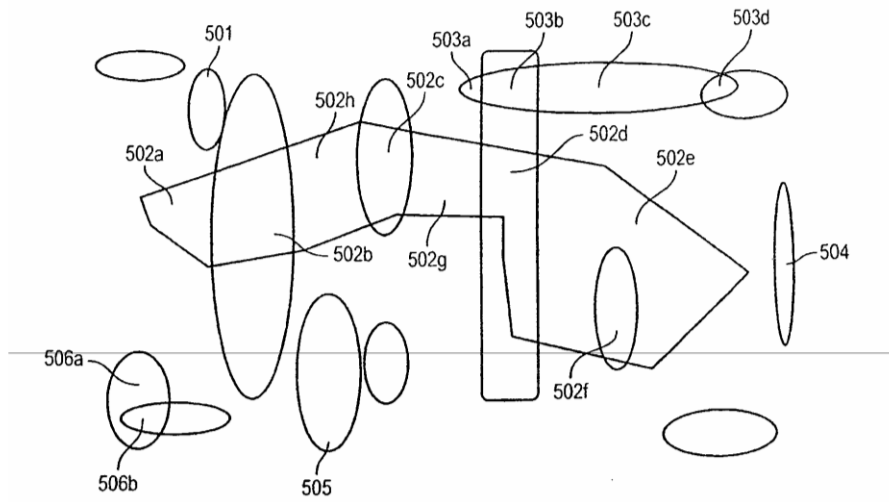


FIG. 5d

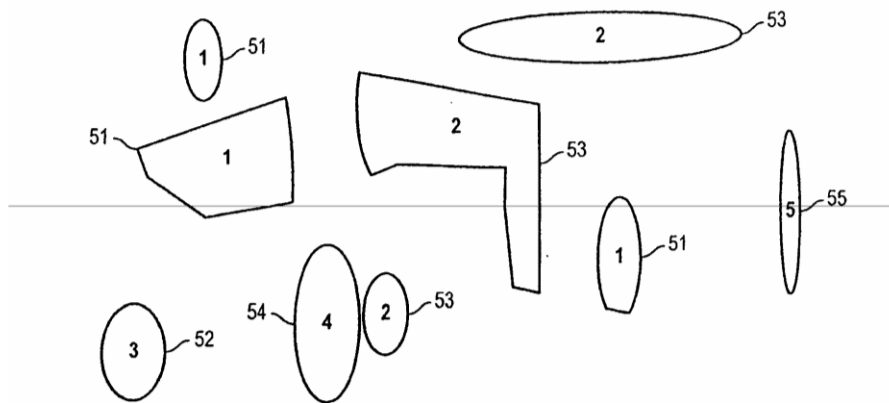


FIG. 6a

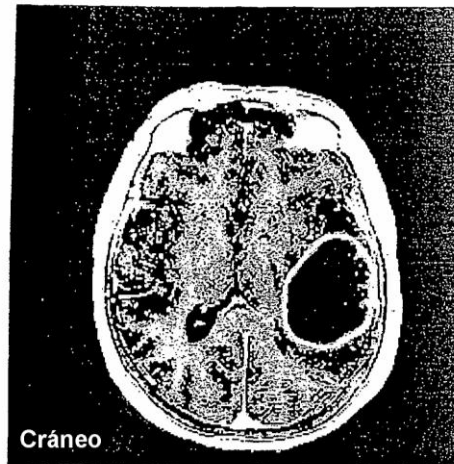


FIG. 6b

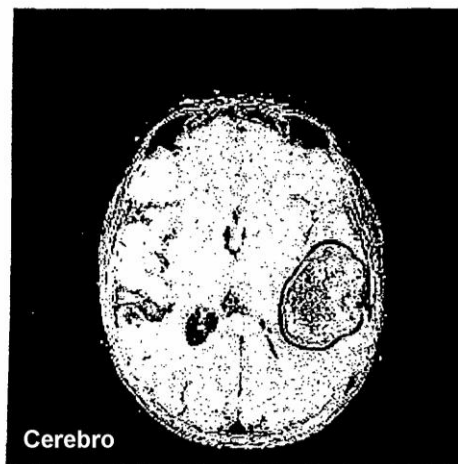


FIG. 6a

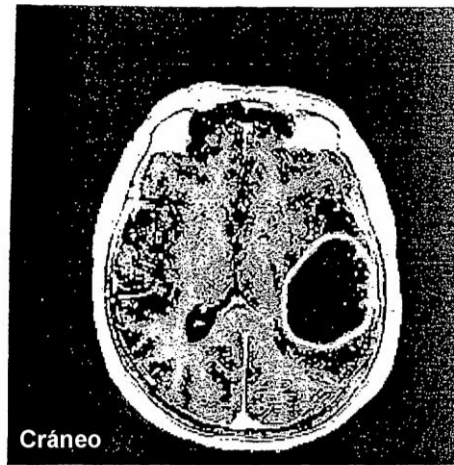


FIG. 6b

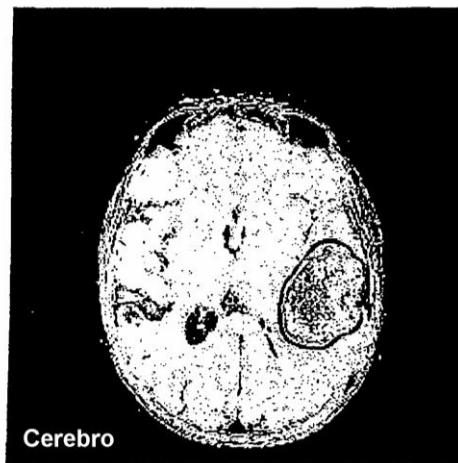


FIG. 6c

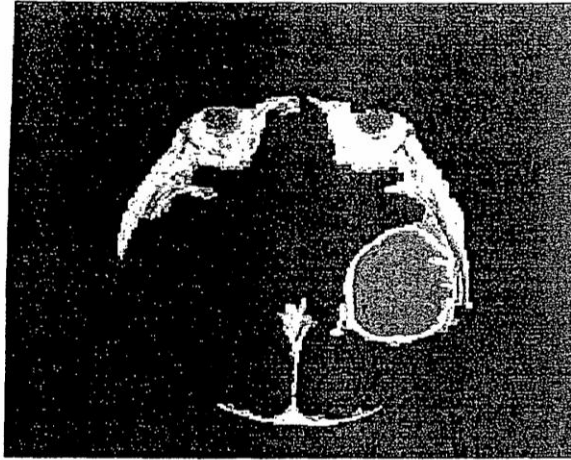


FIG. 6d

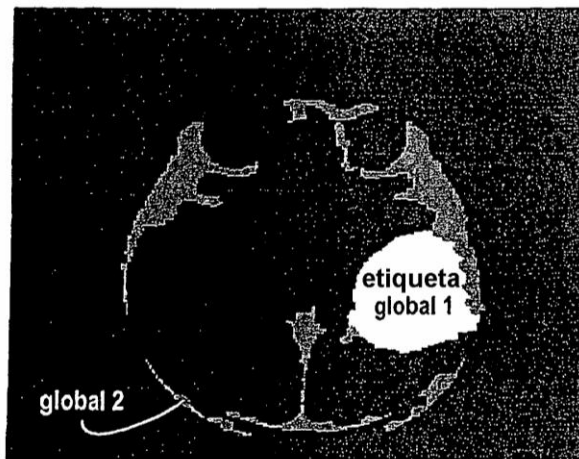


FIG. 7

