(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **3 015 162**

(51) Int. Cl.:

G06T 7/155 (2007.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.06.2019 E 19382502 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2024 EP 3754606**

(54) Título: **Método implementado por ordenador, sistema y programas informáticos para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.04.2025

(73) Titular/es:

GALGO MEDICAL, SL (25.00%)
C/ Comte d'Urgell, 143, 4t 2a
08036 Barcelona, ES;
FUNDACIÓ INSTITUT MAR D'INVESTIGACIONS MÈDIQUES (IMIM) (25.00%);
UNIVERSITAT POMPEU FABRA (25.00%) y
INSTITUCIÓ CATALANA DE RECERCA I ESTUDIS AVANÇATS (ICREA) (25.00%)

(72) Inventor/es:

HIGUERAS ESTEBAN, ALFREDO;
SERRA DEL MOLINO, LUIS;
CONESA BERTRAN, GERARDO;
DELGADO MARTÍNEZ, IGNACIO y
GONZÁLEZ BALLESTER, MIGUEL ÁNGEL

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 implementado por ordenador, sistema y programas informáticos para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas

Campo técnico

La presente invención se refiere, en general, al campo del análisis de imágenes médicas. En particular, la invención se refiere a un método implementado por ordenador, a un sistema y a programas informáticos para calcular rutas rectilíneas simultáneas, que atraviesan una porción/área dada de un paciente, usando imágenes médicas.

En el presente documento, por zona Go (de inclusión) debe entenderse una zona con estructuras u objetos anatómicos que se desea que atraviese una ruta, por ejemplo el área de Broca, y por zona No-Go (de exclusión) debe entenderse una zona en la que están presentes estructuras u objetos anatómicos que no deben atravesarse por la ruta, por ejemplo un vaso o un ventrículo.

Antecedentes de la invención

En la planificación neuroquirúrgica, por ejemplo para la implantación de electrodos profundos, se planifican en primer lugar rutas normalmente para alcanzar alguna estructura objetivo (normalmente ubicada al principio, cortical, o al final de la ruta, hipocampo, denominada zona Go). Después de una planificación inicial, se comprueban las rutas para que estén libres de las denominadas zonas No-Go que podrían imponer un riesgo quirúrgico. Específicamente, cada ruta se modela como un cilindro que rodea la trayectoria con un cierto radio. Esta forma cilíndrica se denomina comúnmente zona de seguridad, y debe estar libre de zonas No-Go para validar la trayectoria.

Actualmente, la comprobación y corrección de rutas es una tarea tediosa que implica atravesar manualmente cortes 2D de imágenes médicas tridimensionales (3D) hacia adelante y hacia atrás mientras se mueve el principio y el final de la ruta hasta que toda la zona de seguridad está libre de zonas No-Go.

Se conocen algunas patentes y solicitudes de patente en este campo.

El documento US 2014003696-A da a conocer métodos y aparatos para identificar y evaluar trayectorias estereotácticas quirúrgicas en un área objetivo. Los puntos de entrada y las trayectorias se evalúan basándose en imágenes segmentadas. El proceso de segmentación puede implicar segmentar la región anatómica en regiones discretas. Los puntos de entrada candidatos se evalúan de acuerdo con la intensidad de imagen tras la segmentación de la región anatómica. Los puntos de entrada candidatos pueden refinarse de acuerdo con diversos pasillos angulares. Tras la identificación de un área objetivo, para cada punto de entrada candidato, se evalúa la trayectoria propuesta usando datos de imágenes segmentadas (por ejemplo, identificando tipos de tejido) e intensidad de imagen. La trayectoria propuesta final se basa en la derivación de una estadística para cada trayectoria que indica la desviación en cada punto de la región media de la intensidad de imagen de interés y la selección de la trayectoria con el menor valor estadístico. La trayectoria propuesta se presenta entonces a un usuario de ordenador.

El documento WO 2018055395 da a conocer un sistema informático y un método correspondiente para ayudar a planificar una trayectoria para una inserción quirúrgica en un cráneo hasta un objetivo que representa una región anatómica. El sistema informático está configurado para: proporcionar al sistema informático una representación de imagen tridimensional del cráneo y el cerebro que se ha parcelado en regiones anatómicas, incluyendo una identificación de objetos críticos que comprenden estructuras dentro del cerebro que deben evitarse durante la inserción quirúrgica; proporcionar al sistema informático una región de interés que comprende una región anatómica dentro del cerebro que representa el objetivo de la trayectoria para la inserción quirúrgica; determinar una métrica para ubicaciones de vóxel dentro de la región anatómica correspondiente a la región de interés, representando la métrica la idoneidad de cada una de las ubicaciones de vóxel para ser una ubicación objetivo para la trayectoria; seleccionar un conjunto de una o más ubicaciones de vóxel que tienen la mayor idoneidad de acuerdo con la métrica dentro de la región de interés, representando cada una de la una o más ubicaciones de vóxel seleccionadas una ubicación objetivo potencial para la trayectoria; e identificar una trayectoria para la inserción quirúrgica en una ubicación objetivo potencial en la región de interés.

El documento US 10123841-B2 da a conocer un método para generar una trayectoria de inserción de un dispositivo médico tal como un electrodo. El método usa imágenes cerebrales, y segmenta regiones de máscara que no deben dañarse (regiones prohibidas para la invasión), por ejemplo, vasos, ventrículos, etc. El método toma entonces como punto de partida una región de inserción inicial definida por un intervalo de entrada marcado en la superficie del cuero cabelludo del paciente. La región de inserción inicial se conecta a un objetivo (tal como se muestra en la figura 22(a)) y define una forma de cono truncado que tiene una sección transversal decreciente progresivamente hacia el objetivo. Si el intervalo de entrada no es circular, puede realizarse un proceso de ajuste cónico. Este cono truncado inicial puede discurrir parcialmente a través de las regiones prohibidas para la invasión y debe ajustarse en 3D, para obtener una región de entrada segura que es otro cono truncado. Este nuevo cono truncado se obtiene

redimensionando el radio del cono y ajustando su ángulo, resolviendo un problema en 3D, para evitar las regiones prohibidas para la invasión. Una manera de hacer esto es calcular la distancia desde el límite de la región de entrada inicial hasta el área prohibida para la invasión. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 22(a), se genera un mapa de distancia desde el límite de la región de entrada inicial hasta los vóxeles de las regiones prohibidas para la invasión mediante difusión de rayos desde el objetivo. Así, en esta patente estadounidense, el término "mapa de distancia" significa el radio diferente del cono que da como resultado el tamaño del cono, ubicado en planos espaciados regularmente con respecto a la trayectoria de inserción seleccionada tal como se muestra en la figura 8. Además, a diferencia de la presente invención, el mapa de distancia es relativo a la trayectoria de un cono truncado, y no un mapa de distancia producido a partir del volumen de datos, generado a partir de un área segmentada de interés tal como una zona Go o No-Go.

Además, el término "difusión de rayos" usado en el documento US 10123841-B2 no se refiere a una proyección de reproducción real, sino a una difusión de rayos para encontrar los límites del cono truncado. Los autores declaran que "*La reproducción de volumen y reproducción de superficie son las técnicas para visualizar cada dato y mostrarlo a los ojos de una persona, ya que necesita ser confirmado por la persona*" significando que la reproducción está destinada a visualizar la ruta de la trayectoria y los datos de obtención de imágenes desde el punto de vista de la persona que la inspecciona, y no desde el punto de vista del objetivo o punto de entrada.

Además, la referencia [1] propone un método para ayudar a los cirujanos durante la planificación de la trayectoria de electrodos en SEEG. Se usan imágenes de proyección de intensidad máxima (MIP) para mejorar las estructuras de los vasos alrededor del electrodo, mientras que un método de segmentación automática permite eliminar posibles píxeles con ruido no conectados. En este artículo se hace referencia al uso de un "mapa de distancia" en la optimización de electrodos (con un rendimiento de 160 +/- 102 segundos por electrodo, reflejando la complejidad de tener que realizar los cálculos en el espacio 3D). En la sección "Módulo de verificación de trayectorias avanzadas" se hace referencia al uso de MIP en el que se especifica que sólo se proyecta una porción del volumen original (no el volumen del mapa de distancia), y este módulo se usa sólo para la visualización (no para el cálculo): *"El usuario puede seleccionar un electrodo y aplicar una vista de ojo de sonda, que permite la visualización en el plano perpendicular a la trayectoria del electrodo en el conjunto de datos de angiografía original. Además, puede seleccionarse una porción de volumen para generar imágenes de proyección de intensidad máxima (MIP) en ese plano".*

Es decir, en este artículo se hace referencia al uso de un mapa de distancia (que va a usarse en una función de optimización en el espacio 3D), y al uso de una proyección sólo para visualizar los resultados, no para calcularlos). Sin embargo, el artículo no hace uso de las dos herramientas combinadas, que es la clave para la aceleración resultante de los cálculos.

Asimismo, la referencia [2] propone un método de aceleración de GPU semiautomatizado para procesar, visualizar, y planificar intervenciones a velocidad interactiva o casi en tiempo real. El método tiene dos componentes principales: incorpora las estructuras geométricas que representan áreas de tejido crítico pertinentes al procedimiento en estructuras de datos espaciales, esto acelera el cálculo de las consultas geométricas implicadas en la estimación del riesgo de rutas, e implementa el cálculo en GPU, que aprovecha la naturaleza paralela del problema mientras maneja eficazmente la carga de trabajo irregular implicada.

El artículo relacionado sólo considera métodos para comprobar trayectorias una cada vez frente a ciertos criterios de colisiones (restricciones, métricas, vóxeles segmentados en 3D, etc.). Se comprueba que la trayectoria cumpla los criterios para su inclusión como rutas seguras. Si la trayectoria no cumple los criterios, debe ajustarse en el espacio 3D, resolviendo un problema no trivial que puede ser costoso y lento a nivel computacional. El ajuste puede no conducir a una solución, para una trayectoria dada, y tendría que procesarse de nuevo una nueva trayectoria. Este es un proceso repetitivo de ensayo y error, que es tedioso y lleva mucho tiempo, y cuanto más rápido y fácil sea realizar la comprobación y el ajuste de las trayectorias, mejor conducirá a una solución.

Además, el método descrito por la referencia [2] está basado en mallas, en lugar de basado en vóxeles, y requiere como entrada un único punto, el punto de destino. Por el contrario, la presente invención requiere dos puntos, la entrada y el punto de destino, y es completamente simétrica. Es decir, podría usarse para calcular rutas alternativas con el mismo punto de entrada, o con el mismo punto de destino, mientras que la referencia [2] sólo permite esto último.

Por consiguiente, se necesitan métodos nuevos y mejorados para comprobaciones de cálculo rápidas para colisiones para una trayectoria y, lo que es más importante, proporcionar simultáneamente soluciones para el ajuste de la trayectoria para obtener rutas rectilíneas seguras usando imágenes médicas. Esto ayudará a identificar automáticamente si una ruta/trayectoria proporcionada por un epileptólogo (es decir, un médico) colisiona o no con ciertas áreas de interés y simultáneamente a proporcionar un plan quirúrgico con rutas alternativas.

Lista de referencias

[1] D. Scorza, S. Moccia, G. De Luca, L. Plaino, F. Cardinale, L. S. Mattos, L. Kabongo, y E. De Momi, "Safe

electrode trajectory planning in SEEG via MIP-based vessel segmentation", Proc. SPIE 10135, Med. Imaging 2017 Image-Guided Proced. Robot. Interv. Model., vol. 10135, n.º i, pág. 101352C-101352C8, 2017.

[2] M. Rincon-Nigro, N. V. Navkar, N. V. Tsekos y Z. Deng, "GPU-accelerated interactive visualization and planning of neurosurgical interventions", IEEE Comput. Graph. Appl., vol. 34, n.º 1, págs. 22-31, 2014.

Descripción de la invención

Para ello, realizaciones de la presente invención proporcionan un ordenador implementado para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas, que pueden usarse para planificar electrodos intracraneales de SEEG, para introducir una aguja para biopsia en una porción corporal dada de un paciente o para radioterapia, entre otros.

El método se ejecuta por un procesador de un sistema informático y comprende recibir, como entradas, una imagen médica en 3D que tienen vóxeles que representan un volumen de una región anatómica de un paciente y una ruta preliminar determinada por dos puntos (un primer punto y un segundo punto) que atraviesa la imagen médica en 3D. La imagen médica en 3D tiene segmentada en la misma al menos un área de interés y la ruta preliminar comprende una zona de seguridad con una distancia dada que define cómo de lejos debe estar la ruta de la citada área de interés para decidir si la ruta debe aceptarse o rechazarse.

Con las entradas recibidas, entonces el método comprende además: calcular un mapa de distancia del área de interés, proporcionando dicho mapa de distancia una nueva imagen en 3D con las mismas dimensiones de la imagen médica en 3D original y que comprende vóxeles, indicando cada vóxel un valor de distancia al área de interés; mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia mayor que un umbral de distancia con respecto a un primer valor y mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia igual a o menor que el umbral de distancia con respecto a un segundo valor, en el que el umbral de distancia es igual a dicha distancia dada de la zona de seguridad; seleccionar los vóxeles que tienen dicho segundo valor; y proyectar los vóxeles seleccionados usando un tronco que proyecta la ruta preliminar sobre un único punto (o píxel), para obtener una imagen proyectada en 2D que incluye una pluralidad de rutas rectilíneas, que pueden servir como alternativas a la ruta preliminar.

La imagen proyectada en 2D comprende píxeles que tienen, cada uno, uno de dichos primer o segundo valores. Los píxeles que tienen el segundo valor indican que la ruta rectilínea asociada con ese píxel atraviesa el área de interés a una distancia menor que o igual al umbral de distancia (y, por tanto, es probable que incida en el área de interés, por ejemplo un vaso), mientras que los píxeles que tienen el primer valor indican que la ruta rectilínea atraviesa el área de interés a una distancia mayor que el umbral de distancia.

Al realizar dicha proyección, el cálculo en 3D se transforma en un cálculo en 2D, que requiere menos memoria y poder de cálculo. Además, puede inspeccionarse visualmente si la ruta preliminar atraviesa el área de interés comprobando el valor de un único punto en la imagen proyectada en 2D.

Por tanto, el método propuesto combinando un mapa de distancia y reproducción de volumen puede comprobar múltiples zonas de seguridad eficientemente, permitiendo valorar si la ruta preliminar proporcionada por el médico es segura, y al mismo tiempo, calcular múltiples alternativas seguras a la misma. El método puede comprobar rutas paralelas a la original, o rutas confocales que comparten o bien el mismo principio o bien el mismo final con la ruta original, dependiendo de la proyección usada.

La imagen médica en 3D recibida puede ser cualquiera de una imagen de tomografía computerizada (TC), una imagen de obtención de imágenes por resonancia magnética (IRM), una angiografía, o incluso una imagen funcional de medicina nuclear tal como una tomografía por emisión de positrones (PET).

Pueden usarse diferentes tipos de proyecciones. Si se usa una proyección en perspectiva, la pluralidad de rutas rectilíneas atraviesan todas dicho primer punto de la ruta preliminar. Alternativamente, las rutas rectilíneas pueden atravesar todas un punto que se encuentra en un plano definido por el primer punto de la ruta preliminar. En ambos de estos casos, las rutas tienen diferentes longitudes. Si se usa una proyección ortogonal, las rutas rectilíneas tienen todas la misma longitud que la ruta preliminar y son paralelas entre sí. Si se usa una proyección esférica, las rutas rectilíneas atraviesan todas el primer punto de la ruta preliminar y tienen la misma longitud. El requisito es que la proyección proyecte la ruta preliminar sobre un único punto/píxel.

Además, la citada área de interés puede ser una zona Go (de inclusión), por ejemplo un área del cerebro que tiene que atravesarse, o una zona No-Go (de exclusión), por ejemplo un área que contiene un vaso, así para evitar un riesgo importante debe evitarse incidir sobre el vaso.

En particular, el primer y segundo valores son valores de color, en los que el primer valor es un color transparente y el segundo valor es un color opaco.

En una realización, el método selecciona además una ruta rectilínea. Por ejemplo, el procesador puede seleccionar

la ruta rectilínea que tienen el píxel transparente a una menor distancia del píxel de la ruta preliminar.

El método descrito en el presente documento para una única imagen médica en 3D puede extenderse fácilmente a múltiples imágenes médicas. En ese caso, la misma proyección se realiza en varias imágenes en 3D (lo que puede lograrse si las imágenes médicas se coalinean) para obtener una imagen proyectada en 2D a partir de cada una. En este caso, con el fin de aceptar o rechazar una ruta, el procesador comprobaría los valores para la misma ubicación de píxel en todas las imágenes proyectadas en 2D.

Otras realizaciones de la invención que se dan a conocer en el presente documento también incluyen un sistema y programas de software para realizar las operaciones y etapas de realización de método resumidas anteriormente y dadas a conocer con detalle a continuación. Más particularmente, un producto de programa informático es una realización que tiene un medio legible por ordenador que incluye instrucciones de programa informático codificadas en el mismo que cuando se ejecutan en al menos un procesador en un sistema informático hace que el procesador realice las operaciones indicadas en el presente documento como realizaciones de la invención.

Breve descripción de los dibujos

Las ventajas y características anteriores y otras se comprenderán más plenamente a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones, con referencia a las figuras adjuntas, que deben considerarse de manera ilustrativa y no limitativa, en las que:

La figura 1 es un diagrama de flujo que ilustra una realización de un método para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas.

Las figuras 2A-2D ilustran de manera gráfica las etapas de la figura 1.

Las figuras 3A y 3B muestran dos realizaciones diferentes de áreas de interés que no tienen que atravesarse o zona No-Go (figura 3A) y de áreas que tienen que atravesarse o zona Go (figura 3B).

Las figuras 4A-4D muestran ejemplos de las diferentes proyecciones usadas por la presente invención.

Descripción detallada de realizaciones preferidas

En el caso de imágenes médicas, no resulta poco frecuente el deseo de planificar rutas rectilíneas que atraviesan una porción dada de un paciente. Algunos ejemplos de este son la planificación de electrodos intracraneales de SEEG, biopsia por punción o radioterapia, entre otros. Estas imágenes médicas pueden facilitar información sobre cualquier área que tenga que explorarse, y por tanto, atravesarse con una ruta rectilínea, o áreas que no deben atravesarse con una ruta rectilínea porque podrían suponer un riesgo para el paciente. En ambos casos, la presente invención calcula si una ruta rectilínea colisiona o no con ciertas áreas de interés.

La figura 1 muestra una realización del método propuesto. Según esta realización, etapa 1001, un ordenador recibe una imagen 100 médica en 3D que comprende vóxeles que representan un volumen de una región anatómica de un paciente, por ejemplo el cerebro, donde la imagen 100 médica en 3D tiene segmentada en la misma al menos un área 101 de interés. En la etapa 1002, el ordenador recibe además una ruta 110 preliminar determinada por dos puntos, un primer punto P1 y un segundo punto P2, que atraviesa dicha imagen 100 médica en 3D, donde la ruta 110 preliminar (es decir la ruta indicada por el médico) comprende una zona 111 de seguridad con una distancia dada. En la etapa 1003, el ordenador calcula un mapa 120 de distancia de dicha área 101 de interés, proporcionando dicho mapa 120 de distancia una nueva imagen en 3D donde cada vóxel de la misma indica un valor de distancia al área 101 de interés. En la etapa 1004, el ordenador mapea los vóxeles que tienen un valor de distancia mayor que un umbral de distancia con respecto a un primer valor, en particular a un color transparente, y mapea los vóxeles que tienen un valor de distancia igual a o menor que el umbral de distancia con respecto a un segundo valor, en particular a un color opaco. El umbral de distancia es igual a dicha distancia dada de la zona 111 de seguridad. En la etapa 1005, el ordenador selecciona aquellos vóxeles que tienen dicho segundo valor y proyecta 130 los vóxeles seleccionados, etapa 1006, usando un tronco 131 que proyecta la ruta 110 preliminar sobre un único punto (o píxel), de modo que se obtiene una imagen 140 proyectada en 2D que incluye una pluralidad de rutas rectilíneas.

La figura 2 ilustra gráficamente las etapas detalladas anteriores de la figura 1. En particular, las figuras 2A y 2B representan gráficamente las etapas 1001 y 1002, respectivamente. La figura 2C ilustra la etapa 1003, es decir el cálculo del mapa 120 de distancia. Finalmente, la figura 2D ilustra la etapa 1006, es decir la proyección 130 de la ruta 110 preliminar sobre un único punto/-píxel, en este caso particular una proyección en perspectiva.

La imagen proyectada en 2D comprende píxeles que tienen, cada uno, uno de dicho color transparente u opaco. Por tanto, los píxeles que comprenden el segundo valor/color opaco indican que la ruta rectilínea atraviesa el área 101 de interés a una distancia menor que o igual al umbral de distancia y los píxeles que comprende el primer valor/-color transparente indican que la ruta rectilínea atraviesa el área 101 de interés a una distancia mayor que el umbral

de distancia.

En caso de que se rechace la ruta 110 preliminar, pueden implementarse diferentes estrategias con el fin de seleccionar la ruta rectilínea alternativa mejor/optimizada de la pluralidad de rutas rectilíneas que no se han rechazado, si las hubiera. Por ejemplo, en una realización, la selección por criterios elegida por el ordenador es seleccionar la ruta rectilínea que tiene el píxel transparente que está a la menor distancia (medido en la imagen proyectada en 2D) del píxel de la ruta 110 preliminar. Debe observarse que es posible la selección por otros criterios.

La citada área 101 de interés puede ser una zona Go o una zona No-Go. La figura 3A muestra un ejemplo de una imagen médica de angiografía clásica en 3D (representada solamente como un plano en 2D por simplicidad), y correspondiendo a vasos algunas áreas 101 de interés de esa imagen 100 médica. La incidencia de un vaso con la ruta 110 preliminar podría provocar hemorragia y, por tanto, es un riesgo importante que debe evitarse. La figura 3B muestra un ejemplo de una imagen de resonancia magnética T1 que facilita información anatómica del interior del cerebro. Con esta imagen, pueden segmentarse algunas áreas 101 de interés y la ruta 110 preliminar debe atravesarlas.

Pueden usarse diferentes tipos de proyecciones 130 para ejecutar dicha etapa 1006, por ejemplo una técnica de proyección en perspectiva, una técnica de proyección ortogonal o una técnica de proyección esférica.

En una realización, véase la figura 4A, se usa una proyección en perspectiva. En este caso, la pluralidad de rutas rectilíneas atraviesan todas dicho primer punto de la ruta 110 preliminar. De manera similar a la proyección anterior, puede usarse otra proyección en perspectiva, véase la figura 4B, pero en este último caso con un punto en un plano de recorte cercano y el otro en un plano de recorte lejano. Las rutas en este caso tendrán diferente longitud. Las diferentes rutas alternativas no se cruzan en el primer punto P1 de la ruta 110 preliminar, sino en otro punto que se encuentra en la línea definida por el primer punto P1 y el segundo punto P2.

En otra realización, véase la figura 4C, se usa una proyección ortogonal. En este caso, se usa una cámara ortográfica. La pluralidad de rutas rectilíneas contienen ahora rutas que son de la misma longitud que la preliminar, y paralelas entre sí.

En aún otra realización, véase la figura 4D, se usa una proyección esférica. Este caso es similar a la proyección en perspectiva de la primera realización detallada pero produce rutas rectilíneas que son todas de la misma longitud.

Diversos aspectos del método propuesto pueden realizarse en programación. Los aspectos de programa de la tecnología pueden considerarse como “productos” o “artículos de fabricación” normalmente en forma de código ejecutable y/o datos asociados que se portan o realizan en un tipo de medio legible por máquina. Los medios de tipo “almacenamiento” no transitorios tangibles incluyen cualquiera o la totalidad de la memoria u otro almacenamiento para los ordenadores, procesadores o similares, o módulos asociados de los mismos, tales como diversas memorias de semiconductor, unidades de cinta, unidades de disco y similares, que pueden proporcionar almacenamiento en cualquier momento para la programación de software.

La totalidad o partes del software pueden comunicarse a veces a través de una red tal como Internet o diversas otras redes de telecomunicaciones. Tales comunicaciones, por ejemplo, pueden permitir la carga del software desde un ordenador o procesador a otro, por ejemplo, desde un servidor de gestión u ordenador anfitrión de un sistema de programación en la(s) plataforma(s) de hardware de un entorno informático u otro sistema que implemente un entorno informático o funcionalidades similares en conexión con el procesamiento de imágenes. Por tanto, otro tipo de medios que pueden portar los elementos de software incluye ondas ópticas, eléctricas y electromagnéticas, tales como las usadas a través de interfaces físicas entre dispositivos locales, a través de redes de línea terrestre por cable y ópticas y a través de diversos enlaces aéreos. Los elementos físicos que portan tales ondas, tales como enlaces por cable o inalámbricos, enlaces ópticos o similares, también pueden considerarse como medios que portan el software. Tal como se usa en el presente documento, a menos que se limite a medios de “almacenamiento” tangibles, términos tales como “medio legible” por ordenador o máquina se refieren a cualquier medio que participa en proporcionar instrucciones a un procesador para su ejecución.

Un medio legible por máquina puede adoptar muchas formas, incluyendo pero sin limitarse a, un medio de almacenamiento tangible, un medio de onda portadora o un medio de transmisión física. Los medios de almacenamiento no volátiles incluyen, por ejemplo, discos ópticos o magnéticos, tales como cualquiera de los dispositivos de almacenamiento en cual(es)quier ordenador(es), o similares, que pueden usarse para implementar el sistema o cualquiera de sus componentes mostrados en los dibujos. Los medios de almacenamiento volátiles pueden incluir memoria dinámica, tal como una memoria principal de tal plataforma informática. Los medios de transmisión tangibles pueden incluir cables coaxiales; cable de cobre y fibras ópticas, incluyendo los cables que forman un bus dentro de un sistema informático. Los medios de transmisión de onda portadora pueden adoptar la forma de señales eléctricas o electromagnéticas, u ondas acústicas o luminosas tales como las generadas durante las comunicaciones de datos por radiofrecuencia (RF) e infrarrojos (IR). Las formas comunes de medios legibles por ordenador pueden incluir, por ejemplo: un disquete, un disco flexible, disco duro, cinta magnética, cualquier otro

medio magnético, un CD-ROM, DVD o DVD-ROM, cualquier otro medio óptico, cinta de papel de tarjetas perforadas, cualquier otro medio de almacenamiento físico con patrones de orificios, una RAM, una PROM y EPROM, una FLASH-EPROM, cualquier otro cartucho o chip de memoria, una onda portadora que transporta datos o instrucciones, cables o enlaces que transportan tal onda portadora, o cualquier otro medio desde el cual un ordenador puede leer datos y/o código de programación. Muchas de estas formas de medios legibles por ordenador pueden estar implicadas en portar una o más secuencias de una o más instrucciones a un procesador físico para su ejecución.

REIVINDICACIONES

1. Método implementado por ordenador para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas, comprendiendo el método realizar, por un procesador de un sistema informático, las siguientes etapas:

- recibir una imagen (100) médica en 3D que comprende vóxeles que representan un volumen de una región anatómica de un paciente, y una ruta (110) preliminar determinada por dos puntos, un primer punto (P1) y un segundo punto (P2), que atraviesa dicha imagen (100) médica en 3D, teniendo dicha imagen (100) médica en 3D segmentada en la misma al menos un área (101) de interés, y comprendiendo dicha ruta (110) preliminar una zona (111) de seguridad con una distancia dada;

- proporcionar una nueva imagen en 3D calculando un mapa (120) de distancia de dicha área (101) de interés, teniendo dicha nueva imagen en 3D las mismas dimensiones de dicha imagen (100) médica en 3D y comprendiendo vóxeles, indicando cada vóxel un valor de distancia al área (101) de interés;

- mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia mayor que un umbral de distancia con respecto a un primer valor y mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia igual a o menor que el umbral de distancia con respecto a un segundo valor, siendo el umbral de distancia igual a dicha distancia dada de la zona (111) de seguridad;

- seleccionar los vóxeles que tienen dicho segundo valor; y

- obtener una imagen proyectada en 2D que incluye una pluralidad de rutas rectilíneas proyectando (130) los vóxeles seleccionados usando un tronco (131) que proyecta la ruta (110) preliminar sobre un único punto,

en el que dicha imagen proyectada en 2D comprende píxeles que tienen, cada uno, uno de dichos primer o segundo valores, donde los píxeles que tienen el segundo valor indican que la ruta rectilínea atraviesa la imagen médica en 3D a una distancia menor que o igual al umbral de distancia desde el área (101) de interés y los píxeles que tienen el primer valor indican que la ruta rectilínea atraviesa la imagen médica en 3D a una distancia mayor que el umbral de distancia desde el área (101) de interés.

2. Método según la reivindicación 1, en el que dicha proyección (130) se realiza usando una técnica de proyección en perspectiva, en el que la pluralidad de rutas rectilíneas atraviesan todas dicho primer punto (P1) de la ruta (110) preliminar.

3. Método según la reivindicación 1, en el que dicha proyección (130) se realiza usando una técnica de proyección en perspectiva, en el que la pluralidad de rutas rectilíneas atraviesan todas un punto que se encuentra en un plano definido por el primer punto (P1) de la ruta (110) preliminar.

4. Método según la reivindicación 1, en el que dicha proyección (130) se realiza usando una técnica de proyección ortogonal, en el que la pluralidad de rutas rectilíneas tienen todas la misma longitud que la ruta (110) preliminar y son paralelas entre sí.

5. Método según la reivindicación 1, en el que dicha proyección (130) se realiza usando una técnica de proyección esférica, en el que la pluralidad de rutas rectilíneas atraviesan todas dicho primer punto (P1) de la ruta (110) preliminar y tienen la misma longitud.

6. Método según la reivindicación 1, en el que un plano de recorte cercano del tronco (131) contiene uno de los dos puntos (P1, P2) de la ruta (110) preliminar y un plano de recorte lejano del tronco (131) contiene el otro punto (P1, P2) de la ruta (110) preliminar.

7. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la al menos un área (101) de interés es una zona de Go o No-Go.

8. Método según la reivindicación 7, en el que el primer y segundo valores son valores de color, en los que el primer valor es un color transparente y el segundo valor es un color opaco.

9. Método según la reivindicación 8, que comprende además seleccionar una de dicha pluralidad de rutas rectilíneas, siendo la ruta rectilínea seleccionada la ruta que tiene un color de píxel transparente que está a la menor distancia del píxel de la ruta (110) preliminar.

10. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la región anatómica del paciente es el cerebro.

11. Método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la imagen (100) médica en 3D es una imagen de tomografía computerizada, TC, una imagen de obtención de imágenes por resonancia magnética, IRM, una angiografía, o una imagen funcional de medicina nuclear incluyendo una tomografía por emisión de positrones,

PET.

12. Sistema para calcular rutas rectilíneas simultáneas usando imágenes médicas, que comprende:

un procesador;

software ejecutable en el procesador para:

- recibir una imagen (100) médica en 3D que comprende vóxeles que representan un volumen de una región anatómica de un paciente, y una ruta (110) preliminar determinada por dos puntos, un primer punto (P1) y un segundo punto (P2), que atraviesa dicha imagen (100) médica en 3D, en el que dicha imagen (100) médica en 3D tiene segmentada en la misma al menos un área (101) de interés, y en el que dicha ruta (110) preliminar comprende una zona (111) de seguridad con una distancia dada;

- proporcionar una nueva imagen en 3D calculando un mapa (120) de distancia de dicha área (101) de interés, teniendo dicha nueva imagen en 3D las mismas dimensiones de dicha imagen (100) médica en 3D y que comprende vóxeles, indicando cada vóxel un valor de distancia al área (101) de interés;

- mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia mayor que un umbral de distancia con respecto a un primer valor y mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia igual a o menor que el umbral de distancia con respecto a un segundo valor, siendo el umbral de distancia igual a dicha distancia dada de la zona (111) de seguridad;

- seleccionar los vóxeles que tienen dicho segundo valor; y

- obtener una imagen proyectada en 2D que incluye una pluralidad de rutas rectilíneas proyectando (130) los vóxeles seleccionados usando un tronco (131) que proyecta la ruta (110) preliminar sobre un único punto,

en el que dicha imagen proyectada en 2D comprende píxeles que tienen, cada uno, uno de dichos primer o segundo valores, donde los píxeles que tienen el segundo valor indican que la ruta rectilínea atraviesa la imagen médica en 3D a una distancia menor que o igual al umbral de distancia desde el área (101) de interés y los píxeles que tienen el primer valor indican que la ruta rectilínea atraviesa la imagen médica en 3D a una distancia mayor que el umbral de distancia desde el área (101) de interés.

13. Sistema según la reivindicación 12, en el que la al menos un área (101) de interés es una zona de Go o No-Go y en el que el primer y segundo valores son valores de color, siendo el primer valor de color un color transparente y siendo el segundo valor de color un color opaco, y en el que el software selecciona además una de dicha pluralidad de rutas rectilíneas seleccionando la ruta que tiene un color de píxel transparente más similar a la ruta (110) preliminar.

14. Medio legible por ordenador no transitorio que incluye instrucciones de código que cuando se ejecutan en un sistema informático implementan las etapas del método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 11.

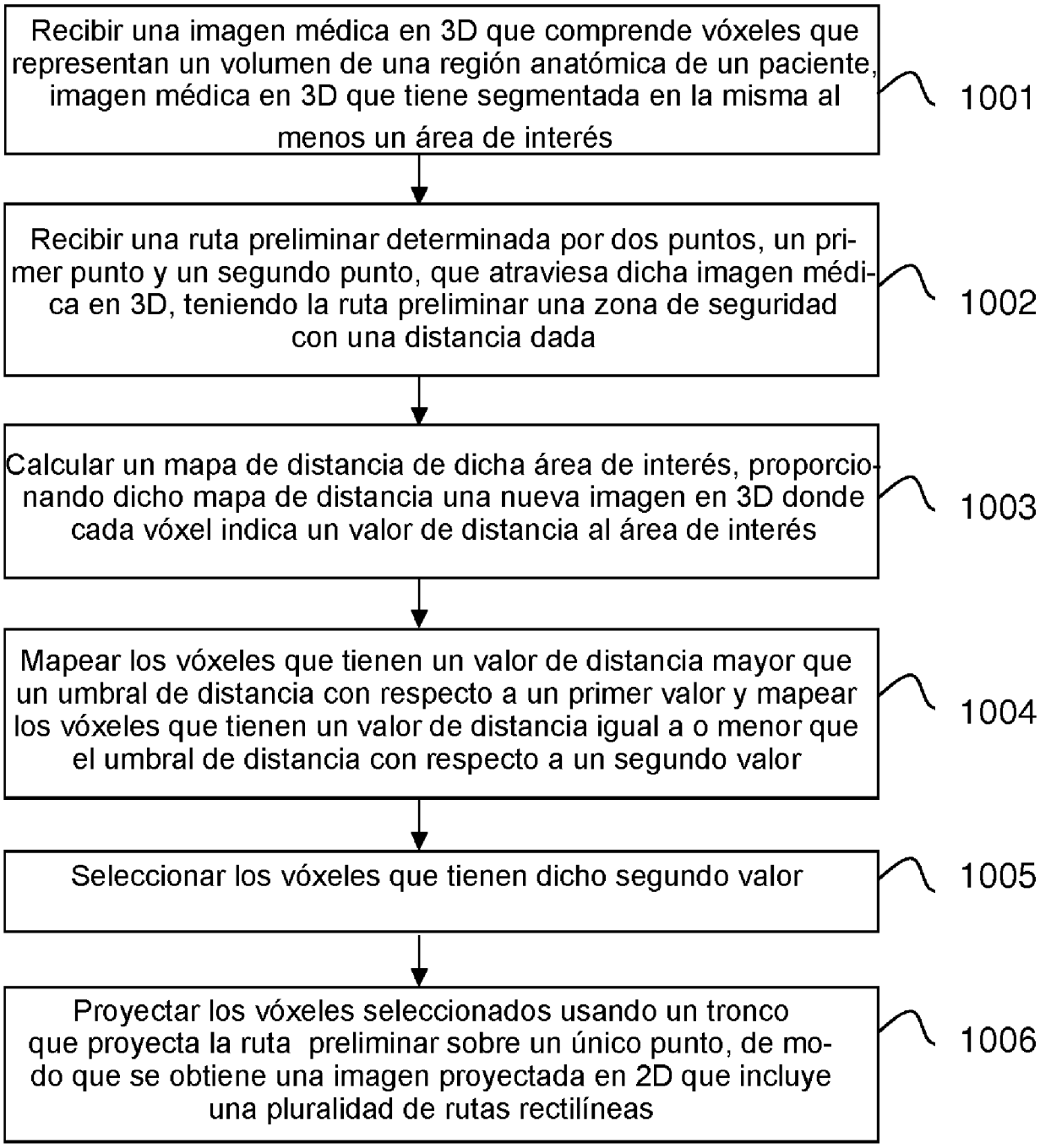
Recibir una imagen médica en 3D que comprende vóxeles que representan un volumen de una región anatómica de un paciente, imagen médica en 3D que tiene segmentada en la misma al menos un área de interés
1001
Recibir una ruta preliminar determinada por dos puntos, un primer punto y un segundo punto, que atraviesa dicha imagen médica en 3D, teniendo la ruta preliminar una zona de seguridad con una distancia dada
1002
Calcular un mapa de distancia de dicha área de interés, proporcionando dicho mapa de distancia una nueva imagen en 3D donde cada vóxel indica un valor de distancia al área de interés
1003
Mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia mayor que un umbral de distancia con respecto a un primer valor y mapear los vóxeles que tienen un valor de distancia igual a o menor que el umbral de distancia con respecto a un segundo valor
1004
Seleccionar los vóxeles que tienen dicho segundo valor
1005
Proyectar los vóxeles seleccionados usando un tronco que proyecta la ruta preliminar sobre un único punto, de modo que se obtiene una imagen proyectada en 2D que incluye una pluralidad de rutas rectilíneas
1006

Fig. 1

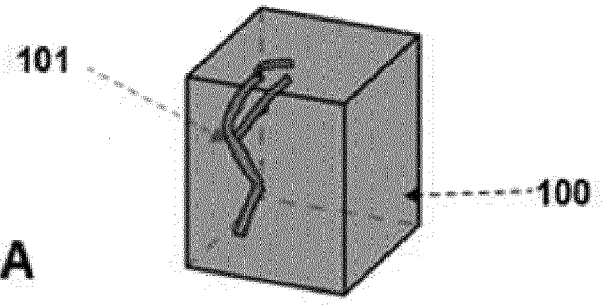

Fig. 2A

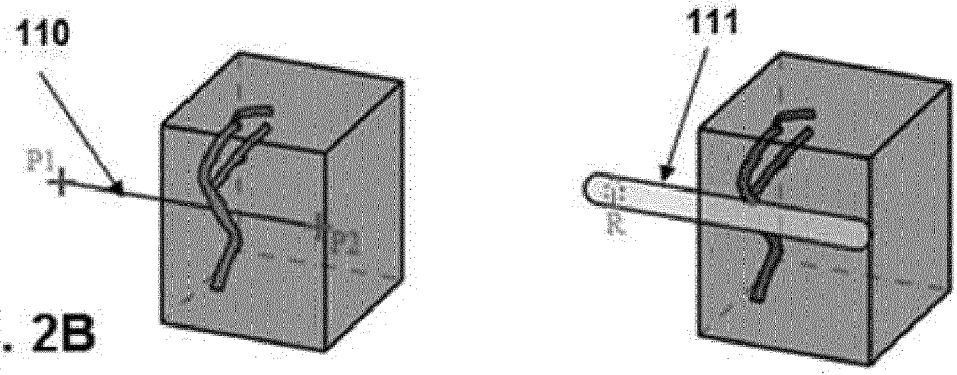

Fig. 2B

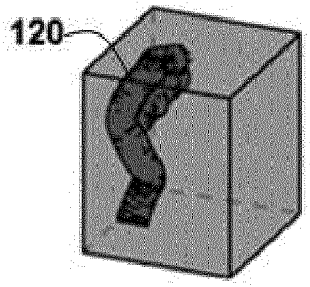

Fig. 2C

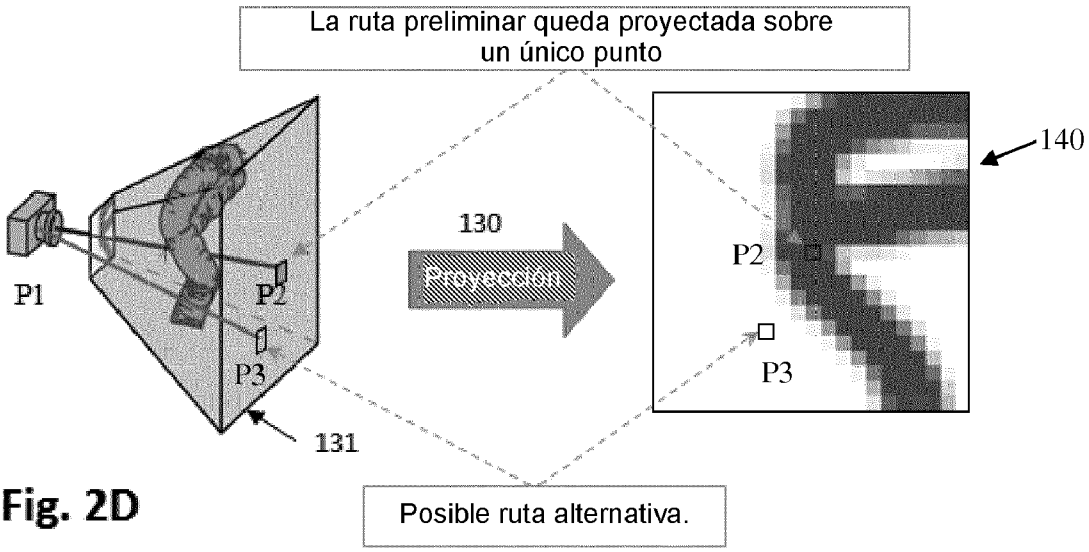

Fig. 2D

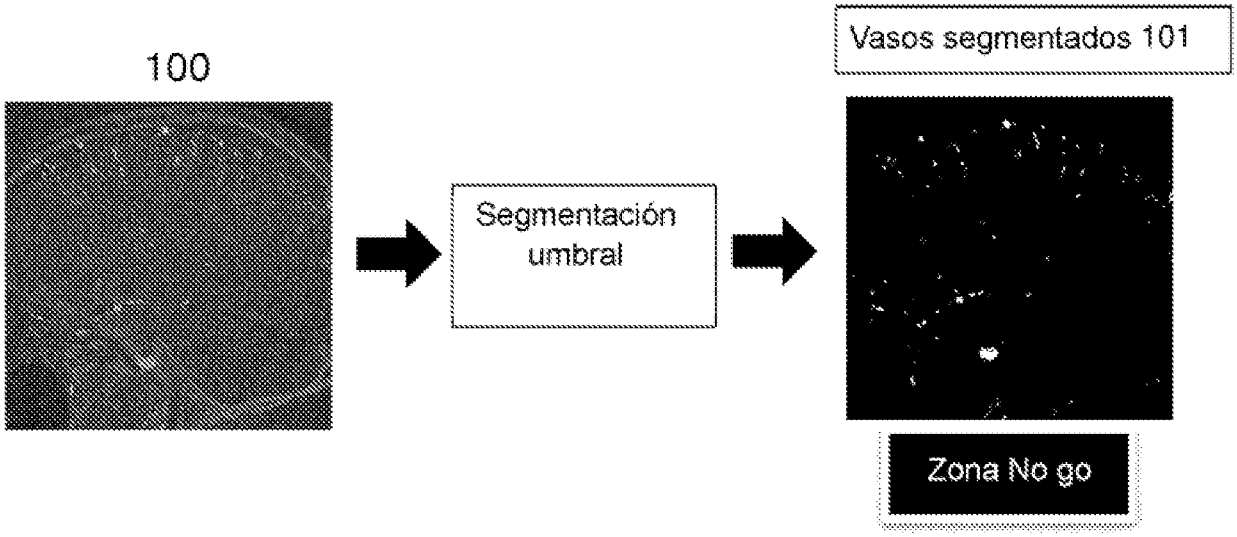
100
Segmentación umbral
Vasos segmentados 101
Zona No go

Fig. 3A

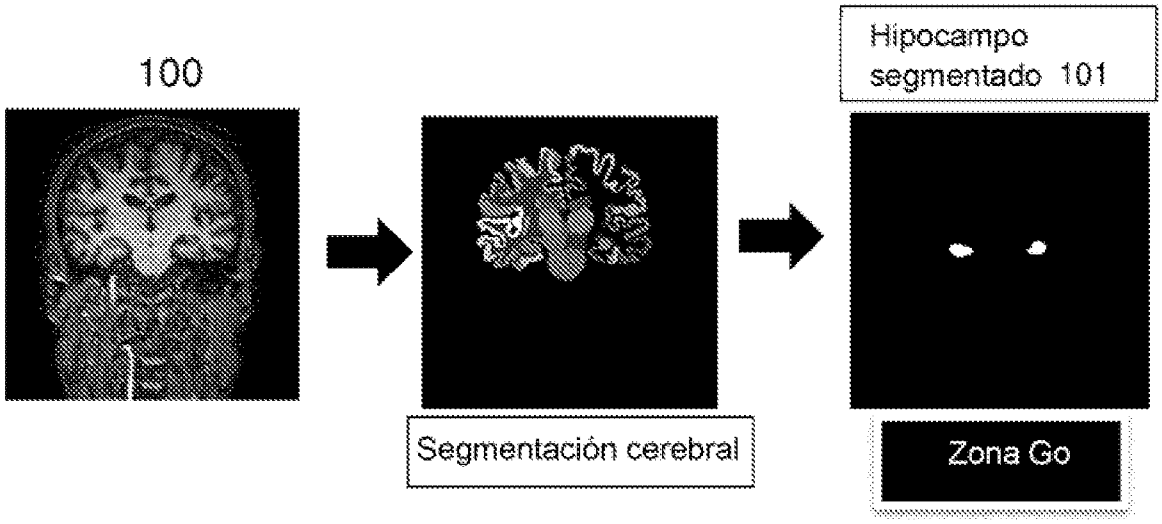
100
Hipocampo segmentado 101
Segmentación cerebral
Zona Go

Fig. 3B

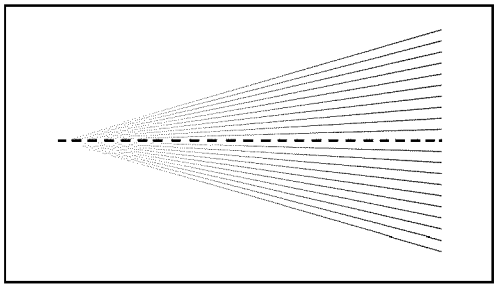

Fig. 4A

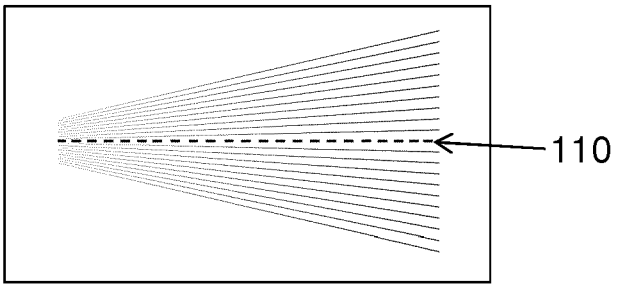

Fig. 4B

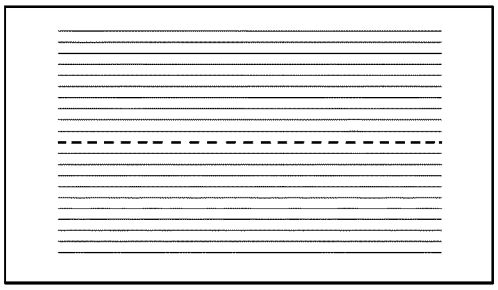

Fig. 4C

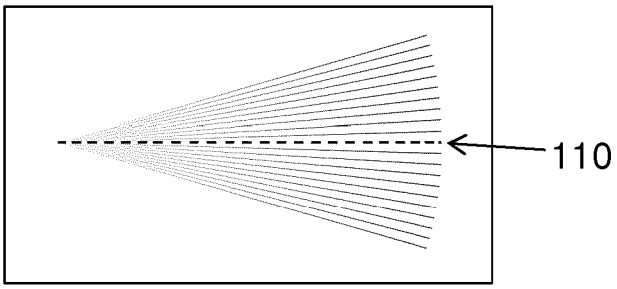

Fig. 4D