

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 941 688**

51 Int. Cl.:

G06V 10/75 (2012.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 7/73 (2007.01)

G06T 7/33 (2007.01)

A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.10.2017** **E 17198587 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.03.2023** **EP 3373194**

54 Título: **Aparato de recuperación de imágenes y método de recuperación de imágenes**

30 Prioridad:

07.11.2016 JP 2016217182

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

24.05.2023

73 Titular/es:

FUJITSU LIMITED (100.0%)
1-1, Kamikodanaka 4-chome, Nakahara-ku
Kawasaki-shi
Kanagawa 211-8588, JP

72 Inventor/es:

TAKEBE, HIROAKI;
MORIWAKI, YASUTAKA;
SUGIMURA, MASAHIKO;
ENDO, SUSUMU;
BABA, TAKAYUKI y
UEHARA, YUSUKE

74 Agente/Representante:

BERTRÁN VALLS, Silvia

ES 2 941 688 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

Aparato de recuperación de imágenes y método de recuperación de imágenes

- 5 Las realizaciones comentadas en el presente documento se refieren a un aparato de recuperación de imágenes y a un método de recuperación de imágenes en un caso similar.

10 Convencionalmente, en instalaciones médicas, se ha realizado una lectura comparativa, en la que se realiza un diagnóstico con referencia a casos de enfermedad (casos de enfermedad similares) en el pasado similares al caso de enfermedad de una imagen médica que es un objetivo de diagnóstico, y se usa un aparato de recuperación de imágenes de caso similar como aparato que recupera imágenes médicas de casos de enfermedad similares.

15 La enfermedad pulmonar difusa es uno de los casos para los que resulta difícil para un radiólogo de diagnóstico realizar un diagnóstico cuando se realiza una lectura comparativa. La enfermedad pulmonar difusa es una enfermedad que provoca que se altere la función en una región extensa del pulmón y una porción alterada aparece como una sombra anómala, y la enfermedad tiene características en las que la forma y distribución de la sombra anómala son complicadas y diversas. Por este motivo, el diagnóstico de la enfermedad pulmonar difusa es más difícil que el cáncer de un nódulo pulmonar individual y resulta importante recuperar imágenes médicas de casos de enfermedad similares.

20 Para abordar esto, por ejemplo, las publicaciones de patente japonesas abiertas a consulta por el público n.^{os} 2009-45121, 2007-275216 y 2007-286945 proponen un método para recuperar una imagen médica de un caso similar basándose en una cantidad de características de imagen que se calcula para la forma de sombras anómalas en regiones en una imagen médica objetivo de diagnóstico. Además, la publicación de patente japonesa abierta a consulta por el público n.^o 2006-34585 propone un método para recuperar una imagen médica que tiene sombras anómalas en posiciones similares a las posiciones de sombras anómalas en una imagen médica objetivo de diagnóstico.

30 En el artículo titulado "Segmentation and Image Analysis of Abnormal Lungs at CT: Current Approaches, Challenges, and Future Trends", (XP055329729), Mansoor, A. *et al.* divulgan un procedimiento basado en ordenador de identificación de límites de pulmón a partir de tejido torácico circundante en imágenes de tomografía computerizada (TC), que se denomina segmentación, que es una primera etapa vital en el análisis de imágenes pulmonares radiológicas. Los autores proporcionan un resumen crítico de los métodos actuales para la segmentación pulmonar en imágenes de TC, con especial énfasis en la precisión y el rendimiento de los métodos en casos con anomalías y casos con hallazgos patológicos a modo de ejemplo. Los métodos de segmentación actualmente disponibles pueden dividirse en cinco clases principales: (a) basados en umbral, (b) basados en región, (c) basados en forma, (d) guiados por anatomía contigua y (e) métodos basados en aprendizaje automático. La viabilidad de cada clase y sus defectos se explican y se ilustran con las anomalías pulmonares más habituales observadas en imágenes de TC. En un resumen, se detallan aplicaciones prácticas y tecnologías en evolución que combinan los enfoques presentados para el profesional radiólogo.

45 En la tesis titulada "Pattern Recognition and Classification of CT Images of Diffuse Lung Diseases using Feature Extraction and Artificial Neural Networks" (XP055494553), Alemzadeh, M. divulga algoritmos para su uso en la cuantificación y el análisis de cambios de superficie del pulmón, debidos a patrones de enfermedad pulmonar difusa, que con frecuencia se manifiestan como diferencias de textura dentro del parénquima pulmonar. La investigación notificada en esta tesis incorpora métodos de cuantificación de textura, de análisis fractal y de transformación de características invariables frente a la escala como técnicas de extracción de características complementarias para mejorar la precisión de clasificación, especialmente en presencia de un gran número de clases asociadas con enfermedades intersticiales. La clasificación de las patologías pulmonares y regiones de pulmón sanas se valida basándose en una combinación diferente de enfermedades usando técnicas de validación de dejar uno fuera y cruzadas de 5 iteraciones y una red neuronal artificial (ANN).

50 A lo largo de esta tesis se evalúan precisiones de clasificación detalladas para varias características de DLD en comparación con un pulmón sano, y combinaciones de características de DLD, tales como fibrosis, reticulación, formación de patrones en panal de abejas en comparación con pulmón sano.

Sumario de la invención

60 La presente invención proporciona un aparato de recuperación de imágenes configurado para determinar enfermedad pulmonar difusa según la reivindicación 1.

La presente invención también proporciona un método de recuperación de imágenes implementado por ordenador para determinar enfermedad pulmonar difusa según la reivindicación 11.

65 La figura 1 es un diagrama que ilustra un ejemplo de sistema de procesamiento de imágenes de TC;

la figura 2 es un diagrama que ilustra la configuración de hardware de un aparato de recuperación de imágenes de casos similares;

5 las figuras 3A y 3B son, cada una, un primer diagrama que ilustra un ejemplo de pantalla de visualización del aparato de recuperación de imágenes de casos similares;

las figuras 4A y 4B son, cada una, un segundo diagrama que ilustra un ejemplo de pantalla de visualización del aparato de recuperación de imágenes de casos similares;

10 la figura 5 es una tabla que ilustra un ejemplo de información de cantidad de características;

la figura 6 es una tabla que ilustra un ejemplo de información de imágenes de TC;

15 la figura 7 es un diagrama que ilustra un ejemplo de configuración funcional de una sección de registro del aparato de recuperación de imágenes de casos similares;

las figuras 8A y 8B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de extracción de sombras realizado por una sección de extracción de sombras;

20 las figuras 9A y 9B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de extracción de contorno realizado por una sección de conversión de distribución;

25 las figuras 10A a 10F son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de extracción de punto de límite realizado por la sección de conversión de distribución;

las figuras 11A a 11C son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de mapeo no lineal realizado por la sección de conversión de distribución;

30 las figuras 12A y 12B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de mapeo de bloques de sombra anómala realizado por la sección de conversión de distribución;

la figura 13 es un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de cálculo de cantidad de características de distribución realizado por la sección de conversión de distribución;

35 la figura 14 es un diagrama que ilustra un ejemplo de configuración funcional de una sección de recuperación del aparato de recuperación de imágenes de casos similares;

40 la figura 15 es un diagrama que ilustra un ejemplo de procesamiento de recopilación realizado por una sección de recopilación;

la figura 16 es un diagrama de secuencia de procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares en un sistema de procesamiento de imágenes de TC;

45 la figura 17 es un diagrama que ilustra un ejemplo de resultado de procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares; y

las figuras 18A y 18B son, cada una, un diagrama que ilustra otro ejemplo de procesamiento de mapeo no lineal realizado por la sección de conversión de distribución.

50 En el caso de enfermedad pulmonar difusa, un radiólogo de diagnóstico o similar realiza con frecuencia un diagnóstico teniendo en cuenta no sólo las características de la forma de una sombra anómala en cada una de las zonas en una imagen médica, sino también las características de la distribución de sombras anómalas en las regiones de pulmón completo. Por este motivo, resulta difícil recuperar una imagen médica de un caso de enfermedad similar por un sistema de recuperación de una imagen médica basándose en la cantidad de
55 características de imagen de cada sombra anómala como en las publicaciones de patente japonesas abiertas a consulta por el público n.ºs 2009-45121, 2007-275216 y 2007-286945.

60 En cambio, en la publicación de patente japonesa abierta a consulta por el público n.º 2006-34585, se recupera una imagen médica teniendo en cuenta la posición de una sombra anómala en una imagen médica objetivo de diagnóstico. Sin embargo, en el caso de enfermedad pulmonar difusa, sus características incluyen distribución de sombras anómalas a lo largo de una región extensa del pulmón, e incluso cuando las posiciones de sombras anómalas no son similares entre casos, los casos pueden ser similares, o a la inversa, incluso cuando las posiciones de sombras anómalas son similares entre casos, los casos pueden no ser similares. En resumen, resulta difícil
65 recuperar una imagen médica de un caso similar incluso teniendo en cuenta la similitud/diferencia entre las posiciones de sombras anómalas.

Un aspecto de la presente divulgación tiene como objetivo proporcionar una tecnología de recuperación capaz de recuperar una imagen médica de un caso similar para enfermedad pulmonar difusa.

- 5 A continuación en el presente documento, se describirán realizaciones con referencia a los dibujos adjuntos. Debe observarse que, en la descripción y en los dibujos, los componentes que tienen sustancialmente la misma configuración funcional se indican con el mismo símbolo para omitir una descripción redundante.

[Primera realización]

10 <Configuración de sistema del sistema de procesamiento de imágenes de TC>

En primer lugar, se describirá un sistema de procesamiento de imágenes de TC que incluye un aparato de recuperación de imágenes de casos similares en una primera realización. La figura 1 es un diagrama que ilustra un ejemplo de sistema de procesamiento de imágenes de TC.

- 15 Un sistema 100 de procesamiento de imágenes de TC tiene un aparato 110 de tomografía computerizada (TC), un aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares y una base 130 de datos de imágenes (a continuación en el presente documento la base de datos se abrevia como DB). El aparato 110 de TC y el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares están acoplados a través de un cable 111, se transmiten y se reciben diversos tipos de datos entre ambos aparatos. Además, el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares y la DB 130 de imágenes están acoplados mediante un cable 112, también se transmiten y se reciben diversos tipos de datos entre ambos aparatos.

- 25 El aparato 110 de TC genera imágenes de TC que son imágenes de corte de un paciente, como imágenes médicas mediante exploración del cuerpo del paciente usando rayos radiactivos, y procesamiento de las imágenes usando un ordenador (a continuación en el presente documento tal procesamiento se denomina "captar imágenes de TC"). El aparato 110 de TC transmite las imágenes de TC captadas al aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

- 30 En el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares, está instalado un programa de recuperación de imágenes de casos similares, y el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares funciona como una sección 140 de recuperación de imágenes de casos similares mediante ejecución del programa de recuperación de imágenes de casos similares por un ordenador.

- 35 La sección 140 de recuperación de imágenes de casos similares tiene una sección 141 de registro, una sección 142 de recuperación y una sección 143 de control de visualización. La sección 141 de registro almacena una imagen de TC captada por el aparato 110 de TC en la DB 130 de imágenes, calcula una cantidad de características de distribución (los detalles se describirán a continuación) para la imagen de TC y almacena la cantidad de características de distribución en una DB 150 de información de cantidad de características.

- 40 La sección 142 de recuperación calcula una cantidad de características de distribución para la imagen de TC objetivo de diagnóstico captada por el aparato 110 de TC. Además, la sección 142 de recuperación recupera una cantidad de características de distribución similar a la cantidad de características de distribución calculada a partir de los objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características, recuperando de ese modo una imagen de TC de un caso de enfermedad similar al caso de enfermedad de la imagen de TC de un objetivo de diagnóstico. Además, la sección 142 de recuperación notifica a la sección 143 de control de visualización un identificador que identifica la imagen de TC recuperada.

- 50 La sección 143 de control de visualización visualiza una pantalla de visualización para que un radiólogo de diagnóstico o similar realice una lectura comparativa para una imagen de TC de un objetivo de diagnóstico. La pantalla de visualización proporciona una función de visualización para visualizar una imagen de TC de un objetivo de diagnóstico. Además, la pantalla de visualización proporciona una función de instrucción para que un radiólogo de diagnóstico o similar recupere una imagen de TC de un caso de enfermedad similar al caso de enfermedad de la imagen de TC de un objetivo de diagnóstico. Además, la pantalla de visualización proporciona una función de visualización de comparación para visualizar una imagen de TC leída a partir de la DB 130 de imágenes en comparación con una imagen de TC de un objetivo de diagnóstico basándose en la notificación a partir de la sección 142 de recuperación.

- 60 La DB 130 de imágenes almacena una imagen de TC captada por el aparato 110 de TC. Además, la DB 130 de imágenes transmite la imagen de TC almacenada al aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares basándose en una instrucción a partir del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

<Configuración de hardware del aparato de recuperación de imágenes de casos similares>

- 65 A continuación, se describirá la configuración de hardware del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares. La figura 2 es un diagrama que ilustra la configuración de hardware del aparato de recuperación de

imágenes de casos similares. Tal como se ilustra en la figura 2, el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares incluye una unidad 201 central de procesamiento (CPU), una memoria 202 de sólo lectura (ROM) y una memoria 203 de acceso aleatorio (RAM). La CPU 201, la ROM 202 y la RAM 203 forman lo que se denomina un ordenador.

Además, el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares incluye un dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar, un dispositivo 205 de acoplamiento, un dispositivo 206 de visualización, un dispositivo 207 de funcionamiento y un dispositivo 208 de accionamiento. Debe observarse que cada hardware del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares están acoplados entre sí a través de un bus 209.

La CPU 201 ejecuta diversos programas (por ejemplo, el programa de recuperación de imágenes de casos similares) almacenados en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar.

La ROM 202 es una memoria no volátil. La ROM 202 sirve como memoria principal que almacena diversos programas y datos que requiere la CPU 201 para ejecutar los diversos programas almacenados en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar. Específicamente, la ROM 202 almacena programas de inicio tales como un sistema básico de entrada/salida (BIOS) y una interfaz de firmware extensible (EFI).

La RAM 203 es una memoria volátil e incluye una memoria de acceso aleatorio dinámica (DRAM) y una memoria de acceso aleatorio estática (SRAM). La RAM 203 es una memoria principal que proporciona una zona de trabajo que se asigna cuando la CPU 201 ejecuta los diversos programas almacenados en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar.

El dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar es un almacenamiento auxiliar legible por ordenador que graba diversos programas instalados en el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares, y datos generados mediante ejecución de los diversos programas. La DB 150 de información de cantidad de características se implementa en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar.

El dispositivo 205 de acoplamiento está acoplado al aparato 110 de TC y la DB 130 de imágenes, y transmite y recibe diversos tipos de datos entre el aparato 110 de TC y la DB 130 de imágenes. El dispositivo 206 de visualización visualiza una pantalla de visualización usada por un radiólogo de diagnóstico o similar para realizar una lectura comparativa para una imagen de TC de un objetivo de diagnóstico, basándose en el control por la sección 143 de control de visualización. El dispositivo 207 de funcionamiento recibe diversas operaciones realizadas por un radiólogo de diagnóstico en el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

El dispositivo 208 de accionamiento es un dispositivo para establecer un medio 210 de grabación. El medio 210 de grabación en el presente documento incluye un medio que graba información de manera óptica, eléctrica o magnética, tal como un CD-ROM, un disco flexible o un disco óptico magnético. Alternativamente, el medio 210 de grabación puede incluir una memoria de semiconductor que graba información de manera eléctrica, tal como una ROM y una memoria flash.

Debe observarse que los diversos programas almacenados en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar se instalan, por ejemplo, estableciendo un medio 210 de grabación distribuido en el dispositivo 208 de accionamiento, y leyendo los diversos programas grabados en el medio 210 de grabación por el dispositivo 208 de accionamiento. Alternativamente, los diversos programas almacenados en el dispositivo 204 de almacenamiento auxiliar pueden descargarse a partir de una red e instalarse mediante el dispositivo 205 de acoplamiento.

<Ejemplo de visualización de pantalla de visualización>

A continuación, se describirá la pantalla de visualización visualizada en el dispositivo 206 de visualización por la sección 143 de control de visualización. Las figuras 3A y 3B y las figuras 4A y 4B son primeros y segundos diagramas que ilustran, cada uno, un ejemplo de pantalla de visualización del aparato de recuperación de imágenes de casos similares.

Tal como se ilustra en las figuras 3A y 3B, la pantalla 300 de visualización incluye una zona 310 de visualización de imagen objetivo de diagnóstico para visualizar una imagen de TC objetivo de diagnóstico captada por el aparato 110 de TC.

Además, la pantalla 300 de visualización incluye una zona 320 de especificación de condición de recuperación para especificar una condición de recuperación basándose en la cual se recupera una imagen de TC de un caso de enfermedad similar al caso de enfermedad de la imagen de TC objetivo de diagnóstico visualizada en la zona 310 de visualización de imagen objetivo de diagnóstico.

La zona 320 de especificación de condición de recuperación es una zona de especificación en la que un radiólogo de diagnóstico especifica que se buscan objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características basándose en la cantidad de características de distribución calculada para tipos predeterminados de

sombras anómalas a partir de sombras anómalas extraídas a partir de la imagen de TC objetivo de diagnóstico.

Debe observarse que, en la primera realización, una sombra extraída a partir de una imagen de TC captada por el aparato 110 de TC se clasifica en uno de cinco tipos de sombras anómalas y un tipo de sombra normal basándose en la cantidad de características de imagen. Los cinco tipos de sombras anómalas incluyen “consolidación”, “opacidad en vidrio esmerilado”, “panal de abejas”, “enfisema” y “nódulo”. Cuando un radiólogo de diagnóstico especifica al menos uno de los cinco tipos de sombras anómalas, la sección 142 de recuperación busca los objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características basándose en la cantidad de características de distribución calculada para las sombras anómalas especificadas.

Además, la pantalla 300 de visualización incluye un botón 330 de recuperación. El botón 330 de recuperación es un botón para indicar a la sección 142 de recuperación que recupere un objetivo basándose en una condición de recuperación.

Además, la pantalla 300 de visualización incluye una zona 340 de visualización de resultados de recuperación. La zona 340 de visualización de resultados de recuperación visualiza resultados de búsqueda de los objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características basándose en la cantidad de características de distribución calculada para la imagen de TC objetivo de diagnóstico.

Además, la pantalla 300 de visualización incluye una zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares. La zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares visualiza una imagen de TC especificada por un radiólogo de diagnóstico a partir de resultados de recuperación visualizados en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación.

La figura 3A ilustra la manera en la que una imagen de TC objetivo de diagnóstico captada por el aparato 110 de TC se visualiza en la zona 310 de visualización de imagen objetivo de diagnóstico de la pantalla 300 de visualización.

La figura 3B ilustra la manera en la que se especifica una condición de recuperación en la zona 320 de especificación de condición de recuperación con una imagen de TC objetivo de diagnóstico visualizada en la zona 310 de visualización de imagen objetivo de diagnóstico de la pantalla 300 de visualización. El ejemplo de la figura 3B ilustra que se especifican “consolidación” y “opacidad en vidrio esmerilado” como condición de recuperación.

Cuando un radiólogo de diagnóstico pulsa el botón 330 de recuperación en el estado ilustrado en la figura 3B, se realiza la transición a la pantalla 300 de visualización ilustrada en las figuras 4A y 4B.

La figura 4A ilustra la manera en la que se visualizan los identificadores de imágenes de TC en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación, siendo las imágenes de TC resultados de recuperación obtenidos por la sección 142 de recuperación que ha buscado objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características activado al pulsar el botón 330 de recuperación.

Tal como se ilustra en la figura 4A, los resultados de recuperación visualizados en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación incluyen “ID”, “miniatura” y “grado de similitud” como elementos de información. El “ID” almacena el identificador para identificar cada imagen de TC recuperada por la sección 142 de recuperación. En la “miniatura”, se visualiza una imagen en miniatura de la imagen de TC identificada mediante el “ID”. El “grado de similitud” almacena un grado de similitud de cantidad de características de distribución entre la imagen de TC objetivo de diagnóstico y cada imagen de TC recuperada por la sección 142 de recuperación. Debe observarse que los múltiples resultados de recuperación visualizados en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación se disponen en orden descendente de grado de similitud.

La figura 4B ilustra la manera en la que se selecciona un resultado de recuperación predeterminado por un radiólogo de diagnóstico a partir de los resultados de recuperación visualizados en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación, y una imagen de TC correspondiente al resultado de recuperación seleccionado se visualiza en la zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares.

Específicamente, el ejemplo de la figura 4B ilustra la manera en la que se selecciona un resultado de recuperación (ID = “ID001”) con el grado de similitud más alto y se visualiza una imagen de TC correspondiente (imagen de TC de un caso de enfermedad similar) en la zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares. Por tanto, un radiólogo de diagnóstico puede realizar una lectura comparativa para realizar un diagnóstico de la imagen de TC objetivo de diagnóstico mientras consulta una imagen de TC de un caso de enfermedad similar al caso de enfermedad de la imagen de TC objetivo de diagnóstico.

Debe observarse que el contenido de visualización en la pantalla 300 de visualización no se limita a lo que se ilustra en las figuras 3A y 3B y las figuras 4A y 4B, y, por ejemplo, puede visualizarse información sobre un paciente objetivo de diagnóstico. Alternativamente, puede visualizarse una variedad de información almacenada en la DB 130 de imágenes en asociación con una imagen de TC visualizada en la zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares.

<DB de información de cantidad de características y DB de imágenes>

A continuación, se describirán los detalles de información de cantidad de características almacenada en la DB 150 de información de cantidad de características y la información de imágenes de TC almacenada en la DB 130 de imágenes. La figura 5 es una tabla que ilustra un ejemplo de información de cantidad de características almacenada en la DB de información de cantidad de características.

Tal como se ilustra en la figura 5, la información 500 de cantidad de características incluye "ID", "imagen en miniatura", "tipo", "número de elementos", "cantidad de características de distribución" como elementos de información.

El "ID" almacena el identificador para identificar una imagen de TC almacenada en la DB 130 de imágenes. La "miniatura" almacena el nombre de archivo de una imagen en miniatura de una imagen de TC. El "tipo" almacena información que indica el tipo de una sombra extraída a partir de una imagen de TC. Tal como se describió anteriormente, en la primera realización, una sombra extraída a partir de una imagen de TC se clasifica en uno de los cinco tipos de sombras anómalas y un tipo de sombra normal. Por tanto, el "tipo" almacena los cinco tipos de sombras anómalas (en este caso, denominados sombras anómalas 1 a 5 por motivos de conveniencia) y un tipo de sombra normal. El "número de elementos" almacena el número descrito a continuación de bloques identificados como cada tipo de sombra en una imagen de TC.

La "cantidad de características de distribución" almacena las coordenadas (x, y) de cada sombra extraída a partir de una imagen de TC, en la que el número de las coordenadas es el número almacenado en el "número de elementos". Debe observarse que las coordenadas almacenadas en la "cantidad de características de distribución" indican las coordenadas de cada sombra en una imagen mapeada que tiene una forma predeterminada a partir de una imagen de TC. La imagen que tiene una forma predeterminada es una imagen que tiene una forma que puede identificar en cuál de una primera porción (porción central) en las regiones de pulmón (en la región de órgano) y una segunda porción (porción periférica) que tiene una porción de aparición organizacionalmente diferente con respecto a la primera porción, está distribuida una sombra anómala. Debe observarse que, en la primera realización, se facilita una descripción suponiendo que la imagen que tiene una forma predeterminada es una imagen rectangular.

La figura 6 es una tabla que ilustra un ejemplo de información de imágenes de TC almacenada en la DB de imágenes. Tal como se ilustra en la figura 6, la información 600 de imágenes de TC incluye "ID", "imagen", "información de paciente", "resultado de diagnóstico" y "especialista en diagnóstico" como elementos de información.

El "ID" almacena el identificador para identificar una imagen de TC almacenada en la DB 130 de imágenes. La "imagen" almacena el nombre de archivo de un archivo de imagen de TC. La "información de paciente" almacena información detallada (tal como el ID de paciente, nombre, edad, sexo) sobre un paciente para quien se capta una imagen de TC. El "resultado de diagnóstico" almacena un resultado de diagnóstico para una imagen de TC. El "especialista en diagnóstico" almacena un ID para identificar un radiólogo de diagnóstico que realiza un diagnóstico de una imagen de TC correspondiente.

Debe observarse que el diagnóstico de una imagen de TC almacenada en la DB de imágenes puede realizarse en el momento de captar la imagen de TC o en un momento predeterminado tras la captación. Adicionalmente, además de un resultado de diagnóstico, puede almacenarse una variedad de información, tal como los detalles del tratamiento realizado en el paciente y el estado después del tratamiento, en asociación con el resultado de diagnóstico.

<Configuración funcional de la sección de registro del aparato de recuperación de imágenes de casos similares>

A continuación, se describirán de manera secuencial los detalles de la sección 141 de registro y la sección 142 de recuperación a partir de las secciones (la sección 141 de registro, la sección 142 de recuperación, la sección 143 de control de visualización) del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares. En primer lugar, se describirán los detalles de la sección 141 de registro.

La figura 7 es un diagrama que ilustra un ejemplo de configuración funcional de la sección de registro del aparato de recuperación de imágenes de casos similares. Tal como se ilustra en la figura 7, la sección 141 de registro tiene una sección 710 de extracción de sombras y una sección 720 de conversión de distribución.

Cuando se capta una imagen de TC de un paciente por el aparato 110 de TC después de que un radiólogo de diagnóstico inicie la sección 141 de registro para introducir información sobre el paciente, entran en funcionamiento la sección 710 de extracción de sombras y la sección 720 de conversión de distribución de la sección 141 de registro.

La sección 710 de extracción de sombras obtiene una imagen de TC (por ejemplo, el nombre de archivo = "IMAGE001") captada por el aparato 110 de TC, y almacena la imagen de TC con un ID etiquetado junto con la

información de paciente en la DB 130 de imágenes. Además, la sección 710 de extracción de sombras realiza un procesamiento de extracción de sombras para extraer una sombra a partir de la imagen de TC obtenida.

Específicamente, la sección 710 de extracción de sombras divide en primer lugar la imagen de TC en retículas de un tamaño especificado, generando de ese modo imágenes parciales (denominadas a continuación en el presente documento "bloques"). Además, como cantidad de características de imagen, la sección 710 de extracción de sombras extrae un vector multidimensional que se calcula procesando de manera estadística el valor de luminancia de cada píxel incluido en cada uno de los bloques generados. Además, la sección 710 de extracción de sombras identifica una sombra (consolidación, opacidad en vidrio esmerilado, panel de abejas, enfisema, nódulo, normal) correspondiente a cada bloque basándose en el vector multidimensional extraído.

Debe observarse que, para identificar una sombra correspondiente a cada bloque basándose en el vector multidimensional extraído, se supone que la sección 710 de extracción de sombras calcula previamente un vector representativo que indica cada sombra (consolidación, opacidad en vidrio esmerilado, panel de abejas, enfisema, nódulo, normal). La sección 710 de extracción de sombras calcula la distancia entre el vector multidimensional extraído a partir de cada bloque y un vector representativo previamente calculado que indica cada sombra, identificando de ese modo una sombra correspondiente a un vector representativo con la distancia más corta.

La sección 710 de extracción de sombras cuenta el número de bloques de la sombra identificada, para cada tipo de sombra, y almacena el número de bloques junto con el ID y la imagen en miniatura de la imagen de TC en la información 500 de cantidad de características.

La sección 720 de conversión de distribución tiene una sección 721 de extracción de contorno, una sección 722 de extracción de punto de límite, una sección 723 de mapeo no lineal, una sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala y una sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución. La sección 720 de conversión de distribución mapea cada bloque en la imagen de TC generada por la sección 710 de extracción de sombras a una imagen rectangular mediante el funcionamiento de las secciones 721 a 725 de la sección 720 de conversión de distribución, y calcula las coordenadas de cada bloque en la imagen mapeada.

Específicamente, la sección 721 de extracción de contorno realiza un procesamiento de extracción de contorno, y extrae el contorno de las regiones de pulmón a partir de la imagen de TC. La sección 721 de extracción de contorno extrae un contorno reducido (denominado primer contorno reducido) obtenido reduciendo el contorno extraído. Además, la sección 721 de extracción de contorno extrae un segundo contorno reducido obtenido reduciendo el primer contorno reducido extraído. De manera similar, la sección 721 de extracción de contorno extrae un n-ésimo contorno reducido (n es un número entero mayor de o igual a 3).

La sección 722 de extracción de punto de límite realiza un procesamiento de extracción de punto de límite para extraer un punto de límite para separar una porción central y una porción periférica a partir del contorno de cada región de pulmón extraído por la sección 721 de extracción de contorno. La sección 722 de extracción de punto de límite extrae dos puntos de puntos de límite que indican ambos extremos de la porción central, y dos puntos de puntos de límite que indican ambos extremos de la porción periférica a partir de cada una de las regiones de pulmón en la parte derecha y en la parte izquierda en la imagen de TC.

La sección 722 de extracción de punto de límite realiza el mismo procesamiento en del primer al n-ésimo contornos reducidos, y extrae dos puntos de puntos de límite que indican ambos extremos de una porción central, y dos puntos de puntos de límite que indican ambos extremos de una porción periférica a partir de cada uno de los contornos reducidos.

La sección 723 de mapeo no lineal realiza un procesamiento de mapeo no lineal, y mapea el contorno de una porción central a partir de los contornos de las regiones de pulmón extraídos por la sección 721 de extracción de contorno de modo que los puntos de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos posiciones de vértice en el contorno de una imagen rectangular. La sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno de una porción periférica a partir de los contornos de las regiones de pulmón extraídos por la sección 721 de extracción de contorno de modo que los puntos de límite que indican ambos extremos de una porción periférica corresponden a las otras dos posiciones de vértice en el contorno de una imagen rectangular.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal también mapea del primer al n-ésimo contornos reducidos al contorno de un rectángulo reducido mediante el mismo método. Debe observarse que el contorno de un rectángulo reducido es un contorno obtenido reduciendo el contorno de una imagen rectangular.

La sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala es un ejemplo de sección de mapeo, y realiza un procesamiento de mapeo de bloques de sombra anómala, después mapea cada bloque a una imagen rectangular, estando el bloque posicionado entre los contornos de las regiones de pulmón a los que se realiza el mapeo por la sección 723 de mapeo no lineal y del primer al n-ésimo contornos reducidos. La sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala mapea cada bloque a una imagen rectangular de modo que se mantiene la relación de posición de cada bloque con respecto a los contornos de las regiones de pulmón y del primer al n-ésimo contornos reducidos.

antes y después del mapeo.

La sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución es un ejemplo de sección de cálculo, y realiza un procesamiento de cálculo de cantidad de características de distribución, después calcula la posición (coordenada x y coordenada y en una imagen rectangular) de un punto de destino al que se mapea cada punto por la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala, como la cantidad de características de distribución. La sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución almacena la cantidad de características de distribución en la información 500 de cantidad de características en asociación con el ID de una imagen de TC.

<Ejemplo específico de procesamiento de la sección de registro del aparato de recuperación de imágenes de casos similares>

A continuación, se describirá un ejemplo específico de procesamiento realizado por la sección 141 de registro del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares. En primer lugar, se describirá el procesamiento de extracción de sombras realizado por la sección 710 de extracción de sombras de la sección 141 de registro. Las figuras 8A y 8B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de extracción de sombras realizado por la sección de extracción de sombras.

La figura 8A ilustra un ejemplo de imagen de TC obtenida por la sección 710 de extracción de sombras del aparato 110 de TC. Tal como se ilustra en la figura 8A, una imagen 800 de TC incluye una región 810 de pulmón del pulmón derecho de a paciente, y una región 820 de pulmón del pulmón izquierdo del paciente. Las retículas (por ejemplo, una retícula 830) en la imagen 800 de TC indican los bloques generados por la sección 710 de extracción de sombras.

La figura 8B ilustra la manera en la que cada bloque generado por la sección 710 de extracción de sombras se identifica como qué sombra. Los bloques (por ejemplo, bloques 840, 850) ilustrados mediante una línea gruesa a partir de los bloques ilustrados en la figura 8B indican, cada uno, un bloque que se identifica como sombra anómala (por ejemplo, consolidación). En cambio, los bloques distintos de los bloques (por ejemplo, bloques 840, 850) ilustrados mediante una línea gruesa indican, cada uno, un bloque que se identifica como sombra normal.

A continuación, se describirá el procesamiento de extracción de contorno realizado por la sección 721 de extracción de contorno de la sección 720 de conversión de distribución. Las figuras 9A y 9B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de extracción de contorno realizado por la sección de conversión de distribución. La figura 9A ilustra la imagen 800 de TC antes de realizarse el procesamiento de extracción de contorno por la sección 721 de extracción de contorno de la sección 720 de conversión de distribución. Por otro lado, la figura 9B ilustra la manera en la que la sección 721 de extracción de contorno de la sección 720 de conversión de distribución extrae regiones 810, 820 de pulmón a partir de la imagen 800 de TC y extrae contornos 911, 912 de las regiones 810, 820 de pulmón.

A continuación, se describirá el procesamiento de extracción de punto de límite realizado por la sección 722 de extracción de punto de límite de la sección 720 de conversión de distribución. Las figuras 10A a 10F son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de extracción de punto de límite realizado por la sección de conversión de distribución. La sección 722 de extracción de punto de límite de la sección 720 de conversión de distribución calcula centroides respectivos de las regiones 810, 820 de pulmón a la derecha y a la izquierda, y calcula un punto 1011 medio de los centroides calculados (véase la figura 10A).

Además, la sección 722 de extracción de punto de límite determina una elipse 1021 de un tamaño predeterminado con el centro en el punto 1011 medio, y calcula puntos de intersección de la elipse 1021 y los contornos 911, 912 de las regiones 810, 820 de pulmón (véase la figura 10B).

Además, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae los puntos de intersección de la elipse 1021 y los contornos 911, 912 como puntos 1031, 1032, 1051, 1052 de límite que indican ambos extremos de una porción central (véase la figura 10C).

Además, la sección 722 de extracción de punto de límite calcula una longitud L1 multiplicando la longitud total del contorno 911 por un coeficiente predeterminado (α), e identifica la posición que está en el contorno 911 y la longitud L1 desde el punto 1051 de límite en el sentido contrario a las agujas del reloj. La sección 722 de extracción de punto de límite también identifica la posición que está en el contorno 911 y la longitud L1 desde el punto 1031 de límite en el sentido de las agujas del reloj (figura 10D).

De manera similar, la sección 722 de extracción de punto de límite calcula una longitud L2 multiplicando la longitud total del contorno 912 por un coeficiente predeterminado (α), e identifica la posición que está en el contorno 912 y la longitud L2 desde el punto 1052 de límite en el sentido de las agujas del reloj. La sección 722 de extracción de punto de límite también identifica la posición que está en el contorno 912 y la longitud L2 desde el punto 1032 de límite en el sentido contrario a las agujas del reloj (figura 10D).

Además, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un punto 1071 de límite a la longitud L1 desde el punto 1031 de límite en el sentido de las agujas del reloj, y un punto 1072 de límite a la longitud L1 desde el punto 1051 de límite en el sentido contrario a las agujas del reloj (figura 10E). Además, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un punto 1073 de límite a la longitud L2 desde el punto 1032 de límite en el sentido contrario a las agujas del reloj, y un punto 1074 de límite a la longitud L2 desde el punto 1052 de límite en el sentido de las agujas del reloj (figura 10E).

Además, a partir del contorno 911, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un contorno 1081 que tiene ambos extremos en el punto 1031 de límite y el punto 1051 de límite como contorno de la porción central del pulmón derecho. Además, a partir del contorno 911, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un contorno 1082 que tiene ambos extremos en el punto 1071 de límite y el punto 1072 de límite como contorno de la porción periférica del pulmón derecho.

Además, a partir del contorno 912, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un contorno 1083 que tiene ambos extremos en el punto 1032 de límite y el punto 1052 de límite como contorno de la porción central del pulmón izquierdo. Además, a partir del contorno 912, la sección 722 de extracción de punto de límite extrae un contorno 1084 que tiene ambos extremos en el punto 1073 de límite y el punto 1074 de límite como contorno de la porción periférica del pulmón izquierdo.

A continuación, se describirá el procesamiento de mapeo no lineal realizado por la sección 723 de mapeo no lineal de la sección 720 de conversión de distribución. Las figuras 11A a 11C son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de mapeo no lineal realizado por la sección de conversión de distribución. Tal como se ilustra en la figura 11A, la sección 723 de mapeo no lineal de la sección 720 de conversión de distribución mapea el contorno 1081 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite a un contorno fijado que forma parte del contorno de una imagen 1110 rectangular. Específicamente, el contorno 1081 se mapea de modo que los puntos 1031, 1051 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1111, 1112 del contorno de la imagen 1110 rectangular.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1082 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite a otro contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1110 rectangular. Específicamente, el contorno 1082 se mapea de modo que los puntos 1071, 1072 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1113, 1114 del contorno de la imagen 1110 rectangular.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1081, 1082 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares (véanse las marcas circulares de la figura 11B).

Tal como se ilustra en la figura 11A, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1083 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite a un contorno fijado que forma parte del contorno de una imagen 1120 rectangular. Específicamente, el contorno 1083 se mapea de modo que los puntos 1032, 1052 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1121, 1122 del contorno de la imagen 1120 rectangular.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1084 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite a otro contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1120 rectangular. Específicamente, el contorno 1084 se mapea de modo que los puntos 1073, 1074 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1123, 1124 del contorno de la imagen 1120 rectangular.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1083, 1084 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares (véanse las marcas circulares de la figura 11B).

Tal como se ilustra en la figura 11A, la sección 723 de mapeo no lineal mapea un contorno 1131 entre el punto 1051 de límite y el punto 1072 de límite a un contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1110 rectangular. Específicamente, el contorno 1131 se mapea de modo que el punto 1051 de límite y el punto 1072 de límite corresponden a los dos vértices 1112, 1114 del contorno de la imagen 1110 rectangular.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea un contorno 1132 entre el punto 1031 de límite y el punto 1071 de límite a otro contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1110 rectangular. Específicamente, el contorno 1132 se mapea de modo que el punto 1031 de límite y el punto 1071 de límite corresponden a los dos vértices 1111, 1113 del contorno de la imagen 1110 rectangular.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1131, 1132 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares (véanse las marcas circulares de la figura 11B).

De manera similar, la sección 723 de mapeo no lineal mapea un contorno 1133 entre el punto 1052 de límite y el punto 1074 de límite a un contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1120 rectangular. Específicamente, el contorno 1133 se mapea de modo que el punto 1052 de límite y el punto 1074 de límite corresponden a los dos vértices 1122, 1124 del contorno de la imagen 1120 rectangular.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea un contorno 1134 entre el punto 1032 de límite y el punto 1073 de límite a otro contorno fijado que forma parte del contorno de la imagen 1120 rectangular. Específicamente, el contorno 1134 se mapea de modo que el punto 1032 de límite y el punto 1073 de límite corresponden a los dos vértices 1121, 1123 del contorno de la imagen 1120 rectangular.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1133, 1134 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares (véanse las marcas circulares de la figura 11B).

Tal como se ilustra en la figura 11C, la sección 723 de mapeo no lineal realiza el mismo procesamiento tal como se describió anteriormente en un primer contorno 1141 reducido del pulmón derecho y un primer contorno 1142 reducido del pulmón izquierdo y realiza un mapeo a un contorno fijado reducido que forma parte del contorno de rectángulos 1150, 1160 reducidos. En este caso, en el pulmón derecho, se determinan puntos correspondientes a los puntos 1031, 1051, 1071, 1072 de límite en el contorno 1141 reducido, estando los puntos más cerca de los puntos de límite respectivos. Además, en el pulmón izquierdo, se determinan de manera similar puntos correspondientes a los puntos de límite. Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir del primer contorno 1141 reducido del pulmón derecho y el primer contorno 1142 reducido del pulmón izquierdo. La sección 723 de mapeo no lineal realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra están a intervalos regulares en el contorno fijado reducido que forma parte del contorno de los rectángulos 1150, 1160 reducidos.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal realiza el mismo procesamiento en el segundo al n-ésimo contornos reducidos del pulmón derecho y del segundo al n-ésimo contornos reducidos del pulmón izquierdo y realiza un mapeo a contornos reducidos fijados que son partes respectivas de los contornos del segundo al n-ésimo rectángulos reducidos del pulmón derecho y del segundo al n-ésimo rectángulos reducidos del pulmón izquierdo. Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir del segundo al n-ésimo contornos reducidos del pulmón derecho y del segundo al n-ésimo contornos reducidos del pulmón izquierdo. La sección 723 de mapeo no lineal realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra están a intervalos regulares en cada uno de los contornos reducidos fijados que son partes respectivas de los contornos del segundo al n-ésimo rectángulos reducidos.

A continuación, se describirá el procesamiento de mapeo de bloques de sombra anómala realizado por la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala de la sección 720 de conversión de distribución. Las figuras 12A y 12B son, cada una, un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de mapeo de bloques de sombra anómala realizado por la sección de conversión de distribución. Tal como se describió anteriormente, la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala de la sección 720 de conversión de distribución mapea cada bloque a las imágenes 1110, 1120 rectangulares, estando el bloque posicionado entre los contornos de las imágenes 1110, 1120 rectangulares y del primer al n-ésimo contornos reducidos a los que se realiza el mapeo por la sección 723 de mapeo no lineal. La sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala mapea cada bloque a las imágenes 1110, 1120 rectangulares de modo que se mantiene la relación de posición de cada bloque con respecto a los contornos de las imágenes 1110, 1120 rectangulares y del primer al n-ésimo contornos reducidos antes y después del mapeo.

Se facilita una descripción específica usando las figuras 12A y 12B. Un símbolo 1210 de la figura 12A indica una imagen ampliada de una porción de la imagen 800 de TC, los puntos 1211, 1212 de muestra están en el primer contorno reducido del pulmón derecho, y los puntos 1221, 1222 de muestra están en el segundo contorno reducido del pulmón derecho. Un bloque X está en una posición rodeada por los puntos 1211, 1212, 1221, 1222 de muestra.

Cuando se mapea el bloque X, la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala extrae tres puntos a una corta distancia (los puntos 1212, 1221, 1222 de muestra) a partir de los puntos 1211 a 1222 de muestra que rodean el bloque X (véase la figura 12A). Además, la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala identifica la posición en la imagen 1110 rectangular de cada uno de los puntos 1212', 1221', 1222' de muestra en destinos de mapeo a los que se realiza el mapeo por la sección 723 de mapeo no lineal (véase la figura 12B). Debe observarse que un símbolo 1210' de la figura 12B indica una imagen ampliada de una porción de la imagen 1110 rectangular.

Además, la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala calcula una posición relativa del bloque X con respecto a los tres puntos 1212, 1221, 1222 de muestra. La sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala mapea el bloque X a la imagen 1110 rectangular de modo que se mantiene la posición relativa calculada (véase la figura 12B).

La sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala mapea todos los bloques en las regiones 810, 820 de

pulmón a las imágenes 1110, 1120 rectangulares mediante el mismo método.

A continuación, se describirá el procesamiento de cálculo de cantidad de características de distribución realizado por la sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución de la sección 720 de conversión de distribución. La figura 13 es un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de cálculo de cantidad de características de distribución realizado por la sección de conversión de distribución. Después de que la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala mapee todos los bloques en las regiones 810, 820 de pulmón a las imágenes 1110, 1120 rectangulares, la sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución calcula las coordenadas de una sombra anómala en las imágenes 1110, 1120 rectangulares.

En la figura 13, los bloques 840, 850 y otros bloques en las imágenes 1110, 1120 rectangulares indican las posiciones de los bloques 840, 850 y otros bloques de una sombra anómala después del mapeo, extraídos a partir de la imagen 800 de TC por la sección 724 de mapeo de bloques de sombra anómala. La sección 725 de cálculo de cantidad de características de distribución calcula las coordenadas de los bloques 840, 850 y otros bloques de cada sombra anómala en las imágenes 1110, 1120 rectangulares, y almacena las coordenadas como cantidad de características de distribución en la información 500 de cantidad de características.

<Configuración funcional de la sección de recuperación del aparato de recuperación de imágenes de casos similares>

A continuación, se describirán los detalles de la sección 142 de recuperación a partir de las secciones (la sección 141 de registro, la sección 142 de recuperación, la sección 143 de control de visualización) del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

La figura 14 es un diagrama que ilustra un ejemplo de configuración funcional de la sección de recuperación del aparato de recuperación de imágenes de casos similares. Tal como se ilustra en la figura 14, la sección 142 de recuperación tiene una sección 1410 de extracción de sombras, una sección 1420 de conversión de distribución y una sección 1430 de recopilación.

Cuando se capta una imagen de TC de un paciente por el aparato 110 de TC después de que un radiólogo de diagnóstico inicie la sección 142 de recuperación para introducir información sobre el paciente, la sección 143 de control de visualización visualiza la imagen de TC captada en la pantalla 300 de visualización como imagen de TC objetivo de diagnóstico. La pantalla 300 de visualización se visualiza por la sección 143 de control de visualización, la introducción de diversas instrucciones por un radiólogo de diagnóstico hace que entren en funcionamiento la sección 1410 de extracción de sombras, la sección 1420 de conversión de distribución y la sección 1430 de recopilación de la sección 142 de recuperación.

Además del procesamiento con una imagen de TC objetivo de diagnóstico, la sección 1410 de extracción de sombras y la sección 1420 de conversión de distribución realizan el mismo procesamiento que el realizado por la sección 710 de extracción de sombras y la sección 720 de conversión de distribución de la sección 141 de registro ilustrada en la figura 7, por tanto en este caso se omite una descripción.

La sección 1430 de recopilación realiza un procesamiento de recopilación, y calcula un grado de similitud total entre la cantidad de características de distribución de sombras anómalas calculada basándose en una imagen de TC objetivo de diagnóstico, y los objetivos de recuperación (las cantidades de características de distribución de sombras anómalas incluidas en las imágenes de TC almacenadas en la DB 130 de imágenes) en la DB 150 de información de cantidad de características. La sección 1430 de recopilación calcula un valor total (grado de similitud total) sumando el grado de similitud calculado para el pulmón derecho y el grado de similitud calculado para el pulmón izquierdo. Además, cuando están presentes múltiples tipos de sombras anómalas, la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud para cada uno de los múltiples tipos de sombras anómalas, y calcula un valor total (grado de similitud total) sumando el grado de similitud calculado para cada tipo de sombra anómala. Sin embargo, cuando se especifica un tipo específico de sombra anómala como condición de recuperación, el grado de similitud calculado para el tipo especificado de sombra anómala es un grado de similitud total. En la primera realización, la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud entre cantidades de características de distribución usando, por ejemplo, la distancia de movimiento de tierra.

Además, la sección 1430 de recopilación realiza un procedimiento de clasificación, y clasifica los ID respectivos asociados con los objetivos de recuperación en la DB 150 de información de cantidad de características en orden descendente de grado de similitud total. Por tanto, se recupera una cantidad de características de distribución similar a la cantidad de características de distribución calculada para una imagen de TC objetivo de diagnóstico. Además, la sección 1430 de recopilación notifica a la sección 143 de control de visualización ID asociados con objetivos de recuperación que tienen un alto grado de similitud total como resultados de recuperación.

<Ejemplo específico de procesamiento de la sección de recuperación del aparato de recuperación de imágenes de casos similares>

A continuación, se describirá un ejemplo específico de procesamiento de recopilación realizado por la sección 1430 de recopilación a partir del procesamiento realizado por la sección 142 de recuperación del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares. La figura 15 es un diagrama que ilustra un ejemplo específico del procesamiento de recopilación realizado por la sección de recopilación.

En la figura 15, una imagen 1500 de TC es un ejemplo de imagen de TC objetivo de diagnóstico obtenida a partir del aparato 110 de TC por la sección 1410 de extracción de sombras. Además, las imágenes 1510, 1520 rectangulares indican el estado después de mapear los bloques de sombra anómala extraídos a partir de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico por la sección 1420 de conversión de distribución. La sección 1420 de conversión de distribución calcula las coordenadas de cada bloque (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) de sombra anómala en las imágenes 1510, 1520 rectangulares como cantidad de características de distribución.

En cambio, la imagen 800 de TC es una imagen de TC en la que se incluye una cantidad de características de distribución por la sección 141 de registro, y es una imagen de TC objetivo para la que se calcula un grado de similitud total con respecto a la imagen 1500 de TC por la sección 1430 de recopilación. Aunque la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud leyendo una cantidad de características de distribución a partir de la DB 150 de información de cantidad de características, con el fin de simplificar una descripción, se ilustra la imagen 800 de TC correspondiente a la cantidad de características de distribución leída.

En la figura 15, las imágenes 1110, 1120 rectangulares indican el estado después de mapearse los bloques de sombra anómala extraídos a partir de la imagen 800 de TC por la sección 720 de conversión de distribución. La sección 1430 de recopilación lee las coordenadas de cada bloque (por ejemplo, los bloques 840, 850) de sombra anómala en las imágenes 1110, 1120 rectangulares como cantidad de características de distribución a partir de la DB 150 de información de cantidad de características.

Tal como se ilustra en la figura 15, la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud entre la cantidad de características de distribución calculada a partir de la imagen 1510 rectangular del pulmón derecho a partir de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico, y la cantidad de características de distribución calculada a partir de la imagen 1110 rectangular del pulmón derecho a partir de la imagen 800 de TC. Específicamente, la distancia D1 entre cada bloque de sombra anómala (por ejemplo, el bloque 1540) en la imagen 1510 rectangular, y cada bloque de sombra anómala (por ejemplo, el bloque 840) en la imagen 1110 rectangular se calcula mediante la distancia de movimiento de tierra.

Además, la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud entre la cantidad de características de distribución calculada a partir de la imagen 1520 rectangular del pulmón izquierdo a partir de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico, y la cantidad de características de distribución calculada a partir de la imagen 1120 rectangular del pulmón izquierdo a partir de la imagen 800 de TC. Específicamente, la distancia D2 entre cada bloque (por ejemplo, el bloque 1550) de sombra anómala en la imagen 1520 rectangular, y cada bloque (por ejemplo, el bloque 850) de sombra anómala en la imagen 1120 rectangular se calcula mediante la distancia de movimiento de tierra.

Además, la sección 1430 de recopilación calcula un grado de similitud total sumando entre sí un grado de similitud calculado para cada pulmón. Específicamente, la sección 1430 de recopilación calcula $D = D1 + D2$ como grado de similitud total.

<Procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares en el sistema de procesamiento de imágenes de TC>

A continuación, se describirá el flujo de todo el procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares en el sistema 100 de procesamiento de imágenes de TC. La figura 16 es un diagrama de secuencia del procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares en el sistema de procesamiento de imágenes de TC.

Tal como se ilustra en la figura 16, el procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares puede dividirse de manera aproximada en una fase de registro y una fase de recuperación. En primer lugar, se describirá la fase de registro.

En la etapa S1601, el aparato 110 de TC capta una imagen 800 de TC de un paciente. Cuando se capta la imagen 800 de TC, se introduce información de paciente en el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

En la etapa S1602, el aparato 110 de TC transmite la imagen 800 de TC obtenida mediante la captación a la sección 141 de registro del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

En la etapa S1603, la sección 141 de registro obtiene la imagen 800 de TC transmitida a partir del aparato 110 de TC, y la imagen de TC con un identificador asignado junto con la información de paciente en la DB 130 de imágenes. Debe observarse que, cuando se almacena la imagen 800 de TC en la DB 130 de imágenes por la sección 141 de registro, un radiólogo de diagnóstico puede realizar un diagnóstico de la imagen 800 de TC, y también puede

almacenarse un resultado de diagnóstico.

En la etapa S1604, la sección 141 de registro divide la imagen 800 de TC obtenida en múltiples bloques e identifica el tipo de sombra para cada bloque.

En la etapa S1605, la sección 141 de registro calcula una cantidad de características de distribución mapeando cada bloque con el tipo de sombra identificado a las imágenes 1110, 1120 rectangulares.

En la etapa S1606, la sección 141 de registro almacena la cantidad de características de distribución calculada en la DB 150 de información de cantidad de características para cada tipo de sombra identificado en asociación con el identificador de la imagen 800 de TC.

Ahora se ha completado la fase de registro. Debe observarse que la figura 16 es un ejemplo de procesamiento para un paciente en la fase de registro y, en la práctica, se realiza el procesamiento para múltiples pacientes en la fase de registro.

A continuación, se describirá la fase de recuperación. En la etapa S1611, el aparato 110 de TC capta una imagen 1500 de TC de un paciente objetivo de diagnóstico. Cuando se capta la imagen 1500 de TC, se introduce información de paciente sobre un paciente objetivo de diagnóstico en el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

En la etapa S1612, el aparato 110 de TC transmite la imagen 1500 de TC obtenida mediante la captación a la sección 142 de recuperación del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares.

En la etapa S1613, la sección 142 de recuperación obtiene la imagen 1500 de TC transmitida a partir del aparato 110 de TC. Además, la sección 142 de recuperación notifica a la sección 143 de control de visualización la imagen 1500 de TC obtenida.

En la etapa S1614, la sección 143 de control de visualización visualiza la pantalla 300 de visualización y visualiza la imagen 1500 de TC notificada a partir de la sección 142 de recuperación en la zona 310 de visualización de imagen objetivo de diagnóstico de la pantalla 300 de visualización.

En la etapa S1615, la sección 143 de control de visualización recibe la condición de recuperación especificada en la zona 320 de especificación de condición de recuperación de la pantalla 300 de visualización. Además, la sección 143 de control de visualización recibe una instrucción de recuperación introducida a través del botón 330 de recuperación.

En la etapa S1616, la sección 143 de control de visualización notifica a la sección 142 de recuperación la condición de recuperación y la instrucción de recuperación recibidas.

En la etapa S1617, tras recibir la instrucción de recuperación a partir de la sección 143 de control de visualización, la sección 142 de recuperación divide la imagen 1500 de TC obtenida en múltiples bloques e identifica los bloques (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) del tipo de sombra anómala según la condición de recuperación.

En la etapa S1618, la sección 142 de recuperación calcula una cantidad de características de distribución de los bloques (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) del tipo de sombra anómala según la condición de recuperación mapeando cada bloque en la imagen 1500 de TC a las imágenes 1510, 1520 rectangulares.

En la etapa S1619, la sección 142 de recuperación lee la información 500 de cantidad de características a partir de la DB 150 de información de cantidad de características.

En la etapa S1620, la sección 142 de recuperación calcula un grado de similitud total entre la cantidad de características de distribución de cada objetivo de recuperación incluido en la información 500 de cantidad de características leída, y la cantidad de características de distribución, calculada en la etapa S1618, de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico. Además, la sección 142 de recuperación clasifica los ID respectivos asociados con los objetivos de recuperación en la información 500 de cantidad de características en orden descendente de grado de similitud total calculado.

En la etapa S1621, la sección 142 de recuperación notifica a la sección 143 de control de visualización ID respectivos asociados con un número predeterminado de objetivos de recuperación que tienen un alto grado de similitud total, y grados de similitud totales correspondientes, como resultados de recuperación.

En la etapa S1622, la sección 143 de control de visualización visualiza los resultados de recuperación notificados a partir de la sección 142 de recuperación en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación.

En la etapa S1623, cuando se selecciona un resultado de recuperación predeterminado por un radiólogo de

diagnóstico en la zona 340 de visualización de resultados de recuperación, la sección 143 de control de visualización recibe la selección como instrucción de visualización de imagen de TC.

En la etapa S1624, la sección 143 de control de visualización identifica el ID incluido en el resultado de recuperación seleccionado y lee la imagen 800 de TC identificada por el ID identificado a partir de la DB 130 de imágenes.

En la etapa S1625, la sección 143 de control de visualización visualiza la imagen 800 de TC leída en la zona 350 de visualización de resultados de recuperación de casos similares. Por tanto, un radiólogo de diagnóstico puede realizar un diagnóstico de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico mientras consulta la imagen 800 de TC de un caso de enfermedad similar al caso de enfermedad de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico.

<Resultado de procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares>

A continuación, se describirá el resultado de procesamiento del procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares. La figura 17 es un diagrama que ilustra un ejemplo de resultado de procesamiento de recuperación de imágenes de casos similares. En la figura 17, la imagen 1500 de TC es una imagen de TC objetivo de diagnóstico, y la imagen 800 de TC y la imagen 1700 de TC son las imágenes de TC para las que se registra una cantidad de características de distribución en la DB 150 de información de cantidad de características por la sección 141 de registro.

Tal como se ilustra en la figura 17, en el caso de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico, los bloques de sombra anómala (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) están distribuidos a lo largo de la porción periférica en las regiones de pulmón. Además, en la imagen 800 de TC a partir de las imágenes de TC para las que se registra una cantidad de características de distribución por la sección 141 de registro, los bloques de sombra anómala (por ejemplo, los bloques 840, 850) están distribuidos a lo largo de la porción periférica en las regiones de pulmón. En cambio, en la imagen 1700 de TC, los bloques de sombra anómala (por ejemplo, los bloques 1710, 1720) están distribuidos a lo largo de la porción central en las regiones de pulmón.

En este caso, sea D10 la distancia entre los bloques (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) de sombras anómalas extraídos a partir de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico, y los bloques (por ejemplo, los bloques 840, 850) de sombras anómalas extraídos a partir de la imagen 800 de TC. Es decir, la distancia D10 es la distancia calculada basándose en las posiciones de los bloques de sombra anómala en la imagen de TC.

Además, sea D20 la distancia entre los bloques (por ejemplo, los bloques 1540, 1550) de sombras anómalas extraídos a partir de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico, y los bloques (por ejemplo, los bloques 1710, 1720) de sombras anómalas extraídos a partir de la imagen 1700 de TC. Es decir, la distancia D20 es la distancia calculada basándose en las posiciones de los bloques de sombra anómala en la imagen de TC.

Cuando se compara la distancia D10 con la distancia D20, la distancia D20 es más corta. Dicho de otro modo, las posiciones de bloques de sombra anómala en la imagen 1500 de TC son similares a las posiciones de bloques de sombra anómala en la imagen 1700 de TC que las posiciones de bloques de sombra anómala en la imagen 800 de TC. Por este motivo, cuando se calcula un grado de similitud basándose en las posiciones en cada imagen de TC, se calcula un grado de similitud superior para la imagen 1700 de TC, y no se recupera la imagen 800 de TC como imagen de TC de un caso similar.

En este caso, aunque los bloques de sombra anómala en la imagen 1500 de TC y los bloques de sombra anómala en la imagen 1700 de TC están distribuidos en posiciones relativamente próximas, la primera es una sombra anómala que se produjo en la porción periférica, y la segunda es una sombra anómala que se produjo en la porción central. Es decir, ambas son sombras anómalas con porciones de aparición organizacionalmente diferentes y no son imágenes de TC de un caso similar.

En cambio, aunque los bloques de sombra anómala en la imagen 1500 de TC y los bloques de sombra anómala en la imagen 800 de TC están distribuidos en posiciones relativamente alejadas, ambas son sombras anómalas que se produjeron en la porción periférica. Es decir, ambas son sombras anómalas con posiciones de aparición organizacionalmente iguales y son imágenes de TC de un caso similar.

En este caso, en el caso del aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares en la primera realización, se calcula una cantidad de características de distribución después de mapearse cada bloque de modo que la distancia entre la porción central y la porción periférica se vuelve más grande que la distancia en la imagen de TC original. Dicho de otro modo, se calcula una cantidad de características de distribución después de mapearse la imagen de TC de modo que sombras anómalas con porciones de aparición organizacionalmente diferentes se vuelven más identificables.

Por consiguiente, la cantidad de características de distribución de la imagen 1500 de TC y la cantidad de características de distribución de la imagen 800 de TC se vuelven similares y, por tanto, se aumenta un grado de similitud total D calculado basándose en ambas. En cambio, la cantidad de características de distribución de la

imagen 1500 de TC y la cantidad de características de distribución de la imagen 1700 de TC se vuelven diferentes y, por tanto, se reduce un grado de similitud total D' calculado basándose en ambas. Por consiguiente, la imagen 800 de TC se recupera una imagen de TC de un caso similar.

Tal como resulta evidente a partir de la descripción anterior, en el caso de enfermedad pulmonar difusa, resulta difícil recuperar una imagen de TC de un caso similar basándose en similitud/diferencia de posiciones en una imagen de TC. Sin embargo, el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares mapea una imagen de TC a una imagen que tiene una forma predeterminada y calcula la posición (cantidad de características de distribución) de una sombra anómala desde un punto de vista organizacional para las porciones de aparición y recupera una imagen de TC usando la cantidad de características de distribución. Por tanto, el aparato 120 de recuperación de imágenes de casos similares en la primera realización puede proporcionar una tecnología de recuperación capaz de recuperar una imagen de TC de un caso similar para enfermedad pulmonar difusa.

[Segunda realización]

En la primera realización, se ha descrito que cada bloque en una imagen de TC se mapea a una imagen rectangular. Sin embargo, un destino del mapeo no se limita a una imagen rectangular.

Las figuras 18A y 18B son, cada una, un diagrama que ilustra otro ejemplo de procesamiento de mapeo no lineal realizado por la sección de conversión de distribución. El ejemplo de la figura 18A ilustra el caso en el que cada bloque en una imagen de TC se mapea a una imagen trapezoidal. En el caso de la figura 18A, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1081 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1031, 1051 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1811, 1812 del contorno de una imagen 1810 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1082 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1071, 1072 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1813, 1814 del contorno de la imagen 1810 trapezoidal.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1081, 1082 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1083 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1032, 1052 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1821, 1822 del contorno de una imagen 1820 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1084 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1073, 1074 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1823, 1824 del contorno de la imagen 1820 trapezoidal.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1083, 1084 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1131 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1051, 1072 de límite corresponden a los dos vértices 1812, 1814 del contorno de la imagen 1810 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1132 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1031, 1071 de límite corresponden a los dos vértices 1811, 1813 del contorno de la imagen 1810 trapezoidal.

Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1131, 1132 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1133 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1052, 1074 de límite corresponden a los dos vértices 1822, 1824 del contorno de la imagen 1820 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1134 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1032, 1073 de límite corresponden a los dos vértices 1821, 1823 del contorno de la imagen 1820 trapezoidal.

El ejemplo de la figura 18B ilustra el caso en el que cada bloque en una imagen de TC se mapea a una imagen que tiene una forma predeterminada rodeada por dos curvas y dos líneas rectas. En el caso de la figura 18B, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1081 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1031, 1051 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1831, 1832 del contorno de una imagen 1830 que tiene una forma predeterminada.

Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1082 extraído por la sección 722 de extracción de

punto de límite de modo que los puntos 1071, 1072 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1833, 1834 de la imagen 1830 que tiene una forma predeterminada.

5 Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1081, 1082 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

10 Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1083 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1032, 1052 de límite que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos vértices 1841, 1842 del contorno de una imagen 1840 que tiene una forma predeterminada. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1084 extraído por la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1073, 1074 de límite que indican ambos extremos de la porción periférica corresponden a dos vértices 1843, 1844 del contorno de una imagen 1840 que tiene una forma predeterminada.

15 Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1083, 1084 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

20 Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1131 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1051, 1072 de límite corresponden a los dos vértices 1832, 1834 del contorno de la imagen 1830 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1132 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1031, 1071 de límite corresponden a los dos vértices 1831, 1833 del contorno de la imagen 1830 trapezoidal.

25 Debe observarse que, para el mapeo, la sección 723 de mapeo no lineal extrae puntos de muestra a intervalos regulares a partir de los contornos 1131, 1132 y realiza un mapeo de modo que los puntos de muestra mapeados se disponen a intervalos regulares.

30 Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1133 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1052, 1074 de límite corresponden a los dos vértices 1842, 1844 del contorno de la imagen 1840 trapezoidal. Además, la sección 723 de mapeo no lineal mapea el contorno 1134 extraído a partir de la sección 722 de extracción de punto de límite de modo que los puntos 1032, 1073 de límite corresponden a los dos vértices 1841, 1843 del contorno de la imagen 1840 trapezoidal.

35 De este modo, siempre que cada imagen en un destino de mapeo tenga una forma capaz de identificar si sombras anómalas distribuidas en una imagen de TC están distribuidas a lo largo de la porción central en las regiones de pulmón o la porción periférica en las regiones de pulmón, se logra el mismo efecto que en el mapeo de una imagen a una imagen rectangular. Específicamente, puede realizarse la recuperación usando las posiciones (cantidades de características de distribución) de sombras anómalas calculadas desde un punto de vista organizacional para porciones de aparición, por tanto es posible proporcionar una tecnología de recuperación capaz de recuperar una
40 imagen de TC de un caso similar para enfermedad pulmonar difusa.

[Otras realizaciones]

45 En la primera y segunda realizaciones, aunque no se ha mencionado particularmente la relación de aspecto de una imagen de forma predeterminada a la que se mapea un bloque en una imagen de TC, cualquier relación de aspecto es aplicable siempre que la relación de aspecto satisfaga "la longitud vertical < la longitud horizontal".

50 Además, en la primera y segunda realizaciones, se ha descrito que el contorno de cada una de la porción central y la porción periférica se mapea a un contorno fijado vertical que forma parte del contorno de una imagen que tiene una forma predeterminada. Sin embargo, el contorno de cada una de la porción central y la porción periférica puede mapearse a un contorno fijado horizontal que forma parte del contorno de una imagen que tiene una forma predeterminada. Esto es porque se logra el mismo efecto cuando se mapean el contorno de la porción central y el contorno de la porción periférica a contornos fijados en posiciones opuestas. Sin embargo, en este caso, la relación
55 de aspecto de una imagen de forma predeterminada tiene que satisfacer "la longitud vertical > la longitud horizontal".

Además, en la primera y segunda realizaciones, se ha descrito el ejemplo en el que la información 500 de cantidad de características y la información 600 de imágenes de TC se almacenan en DB diferentes. Sin embargo, la información 500 de cantidad de características y la información 600 de imágenes de TC pueden almacenarse en la
60 misma DB.

Además, en la primera y segunda realizaciones, se ha descrito que una cantidad de características de distribución para la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico se calcula después de recibirse una instrucción de recuperación. Sin embargo, la cantidad de características de distribución de la imagen 1500 de TC objetivo de diagnóstico puede
65 calcularse antes de recibirse una instrucción de recuperación.

Además, en la primera y segunda realizaciones, se ha descrito un ejemplo de aplicación a una imagen de TC de enfermedad pulmonar difusa. Sin embargo, la aplicación a una imagen de TC de una enfermedad de un órgano interno distinto del pulmón es posible para enfermedad pulmonar difusa.

- 5 Además, en la primera y segunda realizaciones, se ha descrito el ejemplo en el que se visualiza una imagen de TC como imagen médica. Sin embargo, la presente divulgación es aplicable al caso en el que se visualiza una imagen médica distinta de una imagen de TC (por ejemplo, una imagen de resonancia magnética nuclear (IRM)).

REIVINDICACIONES

1. Aparato (120) de recuperación de imágenes configurado para determinar enfermedad pulmonar difusa, comprendiendo el aparato:
 - 5 una memoria (202, 203); y
 - un procesador (201) acoplado a la memoria,
 - 10 en el que el procesador (210) está configurado para:
 - recibir una imagen (800) médica objetivo que comprende una región (810) de pulmón derecho y una región (820) de pulmón izquierdo;
 - 15 extraer un vector multidimensional para cada uno de una pluralidad de bloques de la imagen médica objetivo procesando de manera estadística valores de luminancia de cada píxel incluido en cada uno de la pluralidad de bloques, y
 - 20 extraer una sombra (840, 850) anómala a partir de la región (810, 820) de pulmón correspondiente a cada bloque basándose en los vectores multidimensionales extraídos;
 - extraer contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón a partir de la imagen (800) médica objetivo;
 - 25 extraer un contorno de una porción (1081, 1083) central y un contorno de una porción periférica a partir del contorno (911, 912) de cada región (810, 820) de pulmón mediante:
 - calcular centroides respectivos de la región (810) de pulmón derecho y la región (820) de pulmón izquierdo,
 - 30 calcular un punto (1011) medio de los centroides calculados,
 - determinar una elipse (1021) de un tamaño predeterminado con su centro en el punto (1011) medio,
 - 35 calcular puntos de intersección de la elipse (1021) y los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón para obtener un par de puntos (1031, 1051) que indican ambos extremos de una porción central de la región (810) de pulmón derecho y un par de puntos (1032, 1052) que indican ambos extremos de una porción central de la región (820) de pulmón izquierdo,
 - 40 definir un contorno de una porción (1081, 1083) central para cada una de las regiones (820) de pulmón izquierdo y (810) de pulmón derecho siguiendo los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón entre los dos pares de puntos, respectivamente;
 - 45 definir dos segundos pares de puntos (1071, 1072; 1073, 1074), a lo largo de los contornos (911, 912) a una cierta distancia desde el par de puntos (1031, 1051) que indican ambos extremos de la porción central de la región (810) de pulmón derecho y a una cierta distancia desde el par de puntos (1032, 1052) que indican ambos extremos de la porción central de la región (820) de pulmón izquierdo, respectivamente, y
 - 50 definir un contorno de una porción (1082, 1084) periférica para las regiones (810) de pulmón derecho y (820) de pulmón izquierdo siguiendo los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón entre los dos segundos pares de puntos (1071, 1072; 1073, 1074), respectivamente;
 - 55 extraer al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos para cada una de las regiones (810, 820) de pulmón reduciendo los contornos (911, 912) extraídos y extrayendo un contorno de una porción central y un contorno de una porción periférica de cada uno de los tres contornos (1141, 1142) reducidos de cada región (810, 820) de pulmón de la misma manera que para el contorno (911, 912) de cada región (810, 820) de pulmón;
 - 60 mapear el contorno (911, 912) y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos de la región (810, 820) de pulmón a una imagen, teniendo la imagen una forma (1110, 1120) predeterminada, de tal manera que, para cada uno del contorno (911, 912) y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos, los pares de puntos (1031, 1032, 1051, 1052) que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos posiciones de vértice (1111, 1112, 1121, 1122) en un contorno de la imagen, los segundos pares de puntos (1071, 1072, 1073, 1074) que indican ambos extremos de una porción periférica corresponden a las otras dos posiciones de vértice (1114, 1113, 1123, 1124) en el contorno de la imagen, y puntos de muestra
 - 65

extraídos a intervalos regulares a partir de los contornos se disponen a intervalos regulares en el contorno de la imagen;

5 mapear la sombra (840, 850) anómala extraída a la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada de tal manera que la relación de posición de cada bloque con respecto al contorno (911, 912) de la región (810, 820) de pulmón y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos se mantiene antes y después del mapeo;

10 calcular una posición de la sombra (840, 850) anómala en la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada; y

recuperar, basándose en la posición calculada de la sombra (840, 850) anómala en la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada, una imagen médica candidata.

15 2. Aparato de recuperación de imágenes según la reivindicación 1,
en el que el procesador (201) está configurado para mapear el contorno y los al menos tres contornos reducidos de la región (810, 820) de pulmón en la imagen médica de modo que una distancia entre la porción (1081, 1083) central y la porción (1082, 1084) periférica es de un valor predeterminado o mayor.

20 3. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 1,
en el que el procesador (201) está configurado para recuperar la imagen médica candidata basándose en:
25 primeras coordenadas que indican la posición calculada de la sombra (840, 850) anómala en la región (810, 820) de pulmón en la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada, y

30 segundas coordenadas que indican una posición calculada, en una segunda imagen que tiene la forma predeterminada, de una sombra anómala en una región de pulmón extraída a partir de la imagen médica candidata y mapeada a la segunda imagen que tiene la forma predeterminada.

4. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 3,
en el que el procesador (201) está configurado para recuperar la imagen médica candidata, que es similar a la imagen (800) médica objetivo basándose en una distancia entre las primeras coordenadas y las segundas coordenadas.

5. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 4,
40 en el que el procesador (201) está configurado para recuperar la imagen médica candidata similar a la imagen (800) médica objetivo basándose en un valor total de la distancia entre las primeras coordenadas y las segundas coordenadas calculadas para un pulmón derecho, y la distancia entre las primeras coordenadas y las segundas coordenadas calculadas para un pulmón izquierdo.

45 6. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 1,
en el que el procesador (201) está configurado para mapear un primer contorno de la región (810, 820) de pulmón que corresponde a la porción (1081, 1083) central a un primer contorno fijado que forma parte de un contorno de la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada, y para mapear un segundo contorno que corresponde a la porción (1082, 1084) periférica a un segundo contorno fijado en una posición opuesta al primer contorno del contorno de la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada.

50 7. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 6,
55 en el que el procesador (201) está configurado para extraer los al menos tres contornos reducidos de la región (810, 820) de pulmón mediante:

reducir el contorno de la región de pulmón;

60 obtener, a partir del contorno reducido de la región (810, 820) de pulmón, un primer contorno reducido correspondiente a la porción (1081, 1083) central;

mapear el primer contorno reducido a un primer contorno fijado reducido que forma parte de un contorno reducido obtenido reduciendo el contorno de la imagen que tiene la forma predeterminada;

65 obtener, a partir del contorno reducido de la región (810, 820) de pulmón, un segundo contorno reducido

correspondiente a la porción (1082, 1084) periférica; y

mapear el segundo contorno reducido correspondiente a la porción (1082, 1084) periférica a un segundo contorno fijado reducido en una posición opuesta al primer contorno fijado reducido, a partir del contorno reducido obtenido reduciendo el contorno de la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada.

8. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 7,

en el que el procesador (201) está configurado para mapear una región entre el contorno de la región (810, 820) de pulmón y el contorno reducido obtenido reduciendo el contorno de la región (810, 820) de pulmón en una razón predeterminada a la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada de modo que se mantiene una relación de posición entre el contorno y el contorno reducido.

9. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 7,

en el que el procesador (201) está configurado para mapear una región entre el n-ésimo contorno reducido obtenido reduciendo el contorno de la región (810, 820) de pulmón en una primera razón, y el (n+1)-ésimo contorno reducido obtenido reduciendo el contorno de la región (810, 820) de pulmón en una segunda razón superior a la primera razón a la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada de modo que se mantiene una relación de posición entre el n-ésimo contorno reducido y el (n+1)-ésimo contorno reducido.

10. Aparato (120) de recuperación de imágenes según la reivindicación 1, en el que el procesador (201) está configurado además para:

obtener una posición de la sombra anómala de la imagen médica candidata; y

determinar una similitud entre la imagen médica candidata y la imagen (800) médica objetivo basándose en la posición calculada asociada con la imagen (800) médica objetivo y la posición obtenida asociada con la imagen médica candidata.

11. Método de recuperación de imágenes implementado por ordenador para determinar enfermedad pulmonar difusa, comprendiendo el método:

recibir (S1611) una imagen (800) médica objetivo que comprende una región (810) de pulmón derecho y una región (820) de pulmón izquierdo;

extraer un vector multidimensional para cada uno de una pluralidad de bloques de la imagen médica objetivo procesando de manera estadística valores de luminancia de cada píxel incluido en cada uno de la pluralidad de bloques, y

extraer (S1617) una sombra (840, 850) anómala a partir de la región (810, 820) de pulmón correspondiente a cada bloque basándose en los vectores multidimensionales extraídos;

extraer (S1618) contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón a partir de la imagen (800) médica objetivo;

extraer un contorno de una porción (1081, 1083) central y un contorno de una porción periférica a partir del contorno (911, 912) de cada región (810, 820) de pulmón mediante:

calcular centroides respectivos de la región (810) de pulmón derecho y la región (820) de pulmón izquierdo

calcular un punto (1011) medio de los centroides calculados,

determinar una elipse (1021) de un tamaño predeterminado con su centro en el punto (1011) medio,

calcular puntos de intersección de la elipse (1021) y los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón para obtener un par de puntos (1031, 1051) que indican ambos extremos de una porción central de la región (810) de pulmón derecho y un par de puntos (1032, 1052) que indican ambos extremos de una porción central de la región (820) de pulmón izquierdo,

definir un contorno de una porción (1081, 1083) central para cada una de las regiones (820) de pulmón izquierdo y (810) de pulmón derecho siguiendo los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón entre los dos pares de puntos, respectivamente;

definir dos segundos pares de puntos (1071, 1072; 1073, 1074), a lo largo de los contornos (911, 912) a una cierta distancia desde el par de puntos (1031, 1051) que indican ambos extremos de la porción central de la región (810) de pulmón derecho y a una cierta distancia desde el par de puntos (1032, 1052) que indican ambos extremos de la porción central de la región (820) de pulmón izquierdo, respectivamente, y

definir un contorno de una porción (1082, 1084) periférica para las regiones (810, 820) de pulmón derecho e izquierdo siguiendo los contornos (911, 912) de las regiones (810, 820) de pulmón entre los dos segundos pares de puntos (1071, 1072; 1073, 1074), respectivamente;

extraer al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos para cada una de las regiones (810, 820) de pulmón reduciendo el contorno (911, 912) extraído y extrayendo un contorno de una porción central y un contorno de una porción periférica de cada uno de los tres contornos (1141, 1142) reducidos de cada región (810, 820) de pulmón de la misma manera que para el contorno (911, 912) de cada región (810, 820) de pulmón;

mapear, mediante un procesador (201), el contorno (911, 912) y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos de la región (810, 820) de pulmón en la imagen (800) médica objetivo a una imagen, teniendo la imagen una forma (1110, 1120) predeterminada, de tal manera que, para cada uno del contorno (911, 912) y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos, los pares de puntos (1031, 1032, 1051, 1052) que indican ambos extremos de la porción central corresponden a dos posiciones de vértice (1111, 1112, 1121, 1122) en un contorno de la imagen, los segundos pares de puntos (1071, 1072, 1073, 1074) que indican ambos extremos de una porción periférica corresponden a las otras dos posiciones de vértice (1114, 1113, 1123, 1124) en el contorno de la imagen, y puntos de muestra extraídos a intervalos regulares a partir de los contornos se disponen a intervalos regulares en el contorno de la imagen;

mapear la sombra (840, 850) anómala extraída a la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada de tal manera que se mantiene la relación de posición de cada bloque con respecto al contorno (911, 912) de la región (810, 820) de pulmón y los al menos tres contornos (1141, 1142) reducidos antes y después del mapeo;

calcular, mediante un procesador (201), una posición de la sombra anómala en la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada; y

recuperar (S1619), basándose en la posición calculada de la sombra (840, 850) anómala en la imagen que tiene la forma (1110, 1120) predeterminada, una imagen médica candidata.

FIG. 1

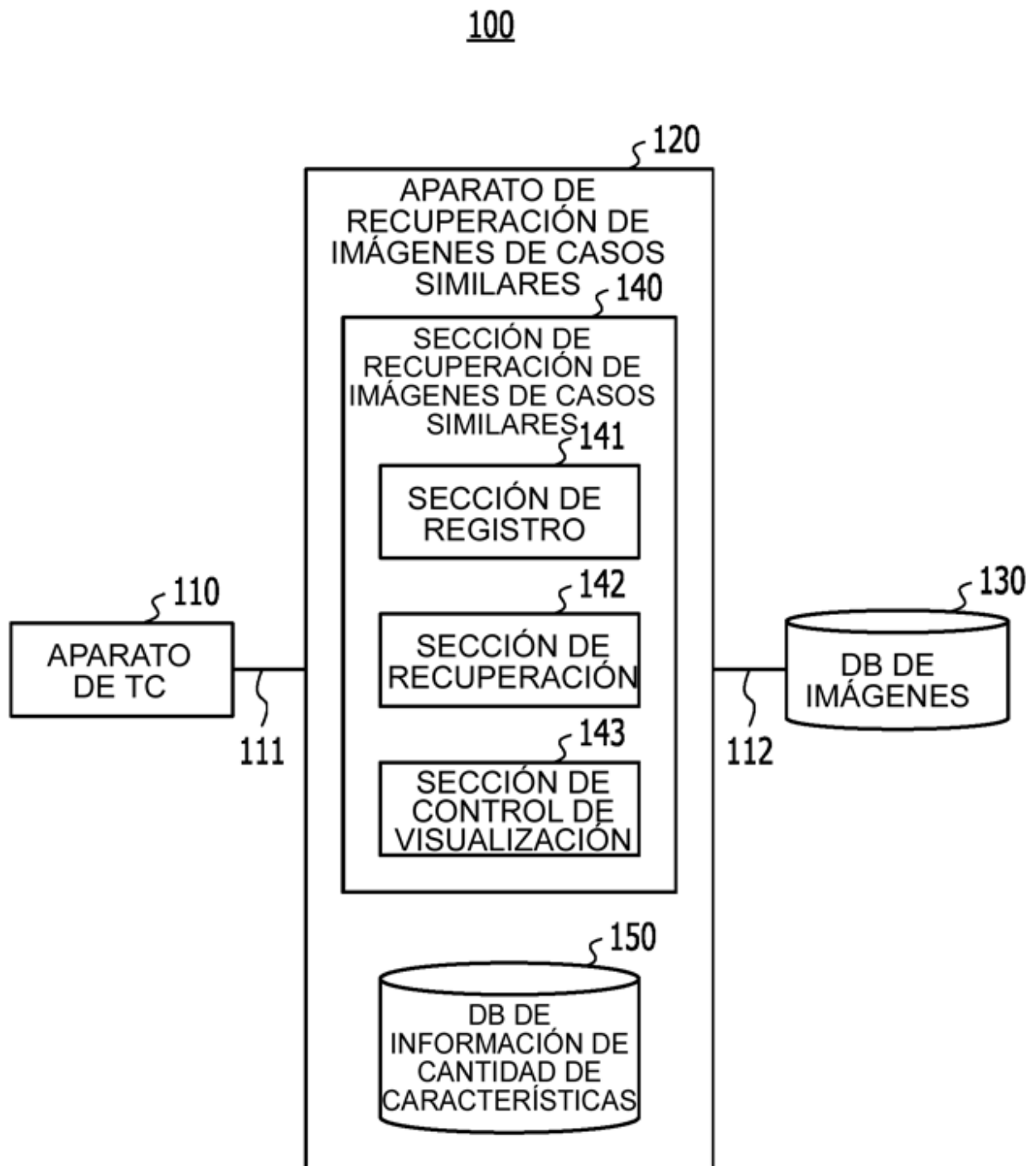


FIG. 2

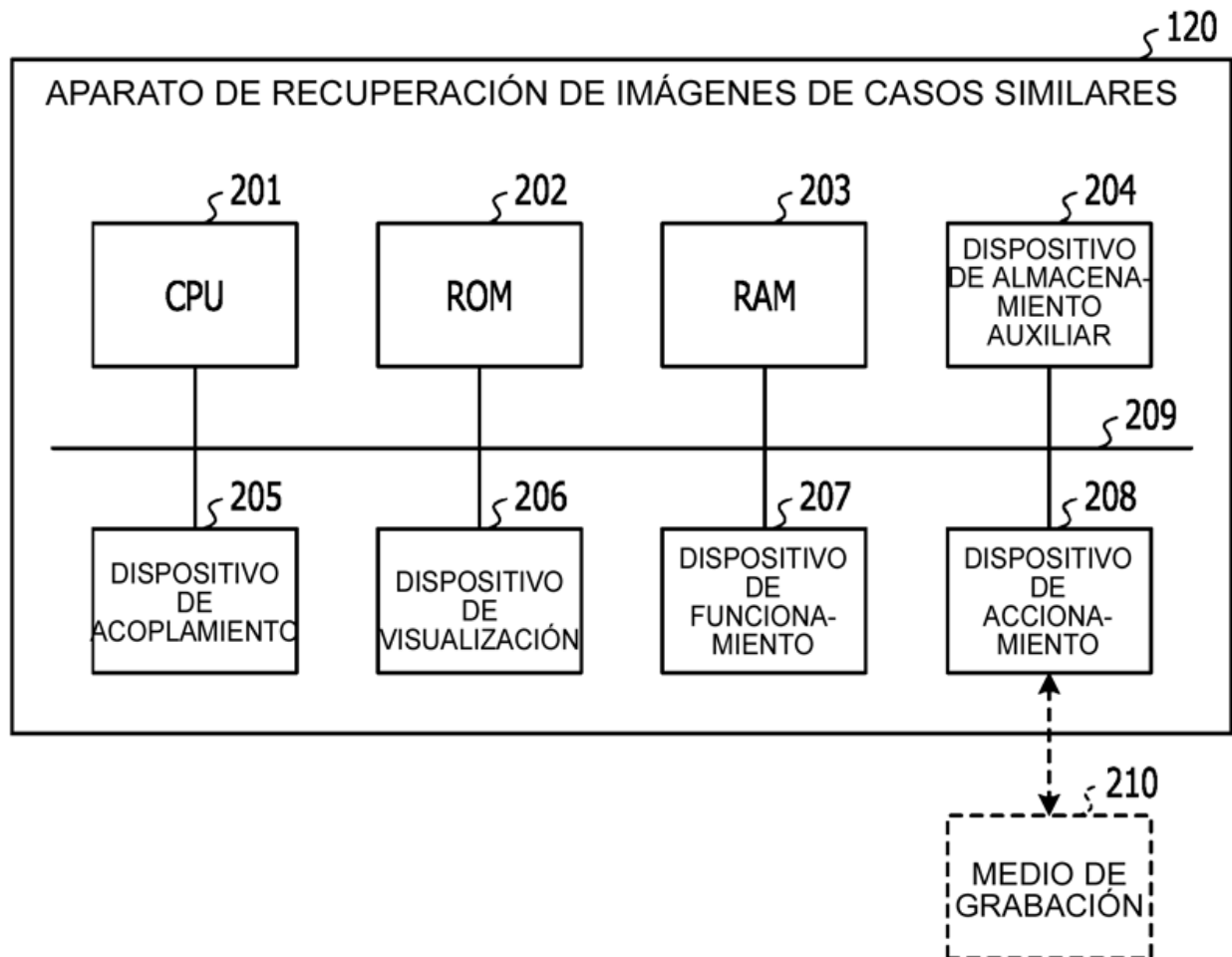


FIG. 3A

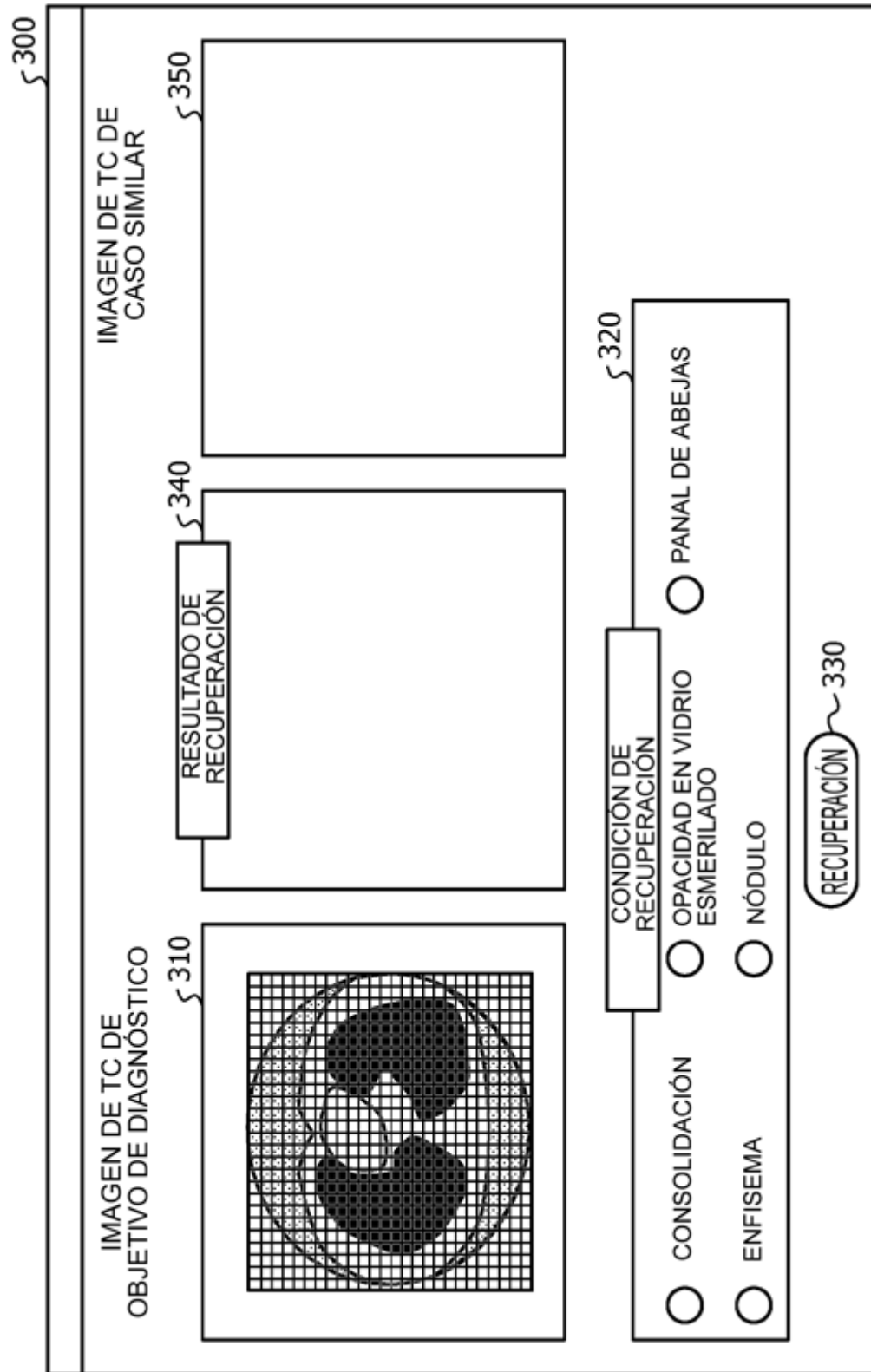


FIG. 3B

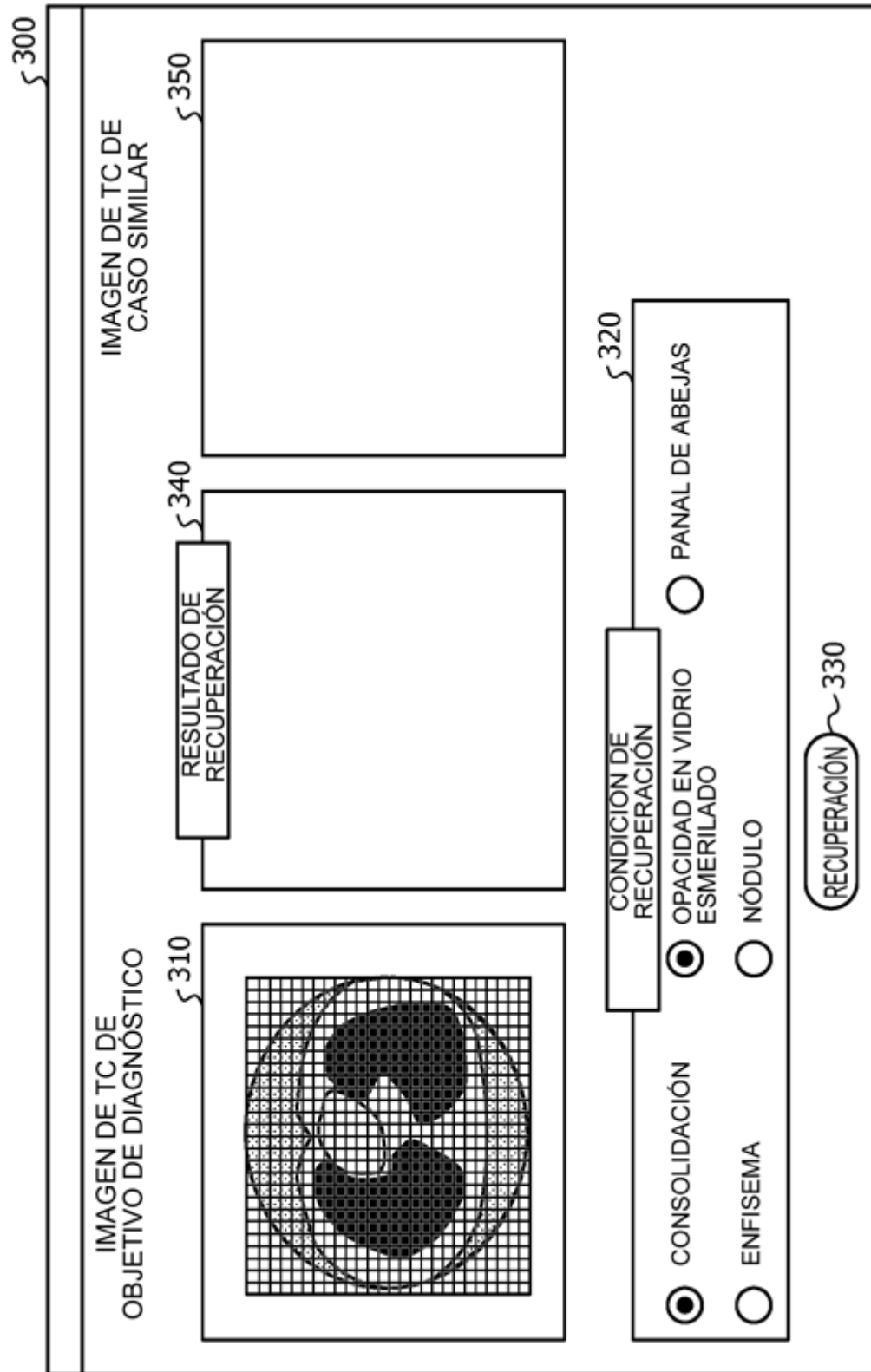


FIG. 4A

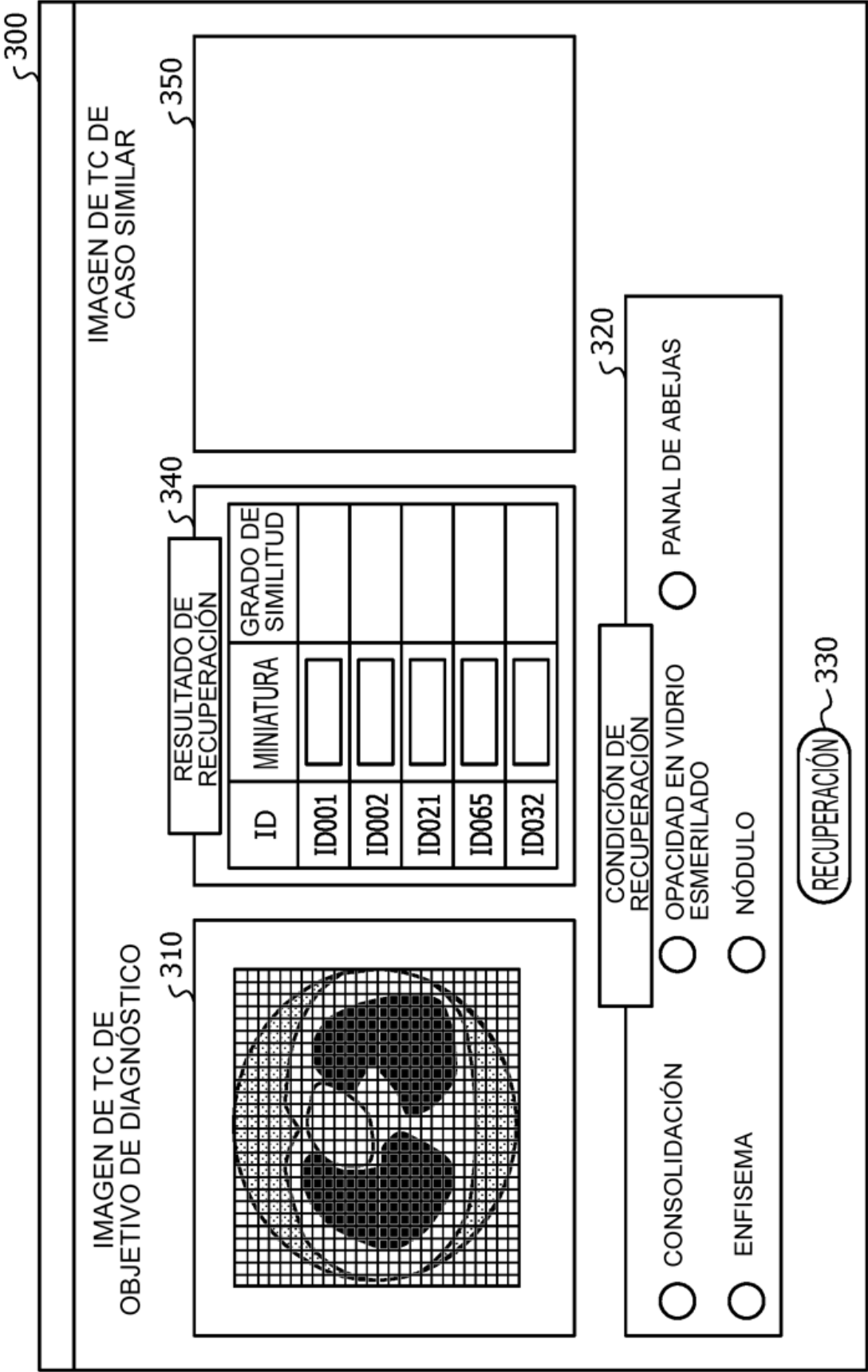


FIG. 4B

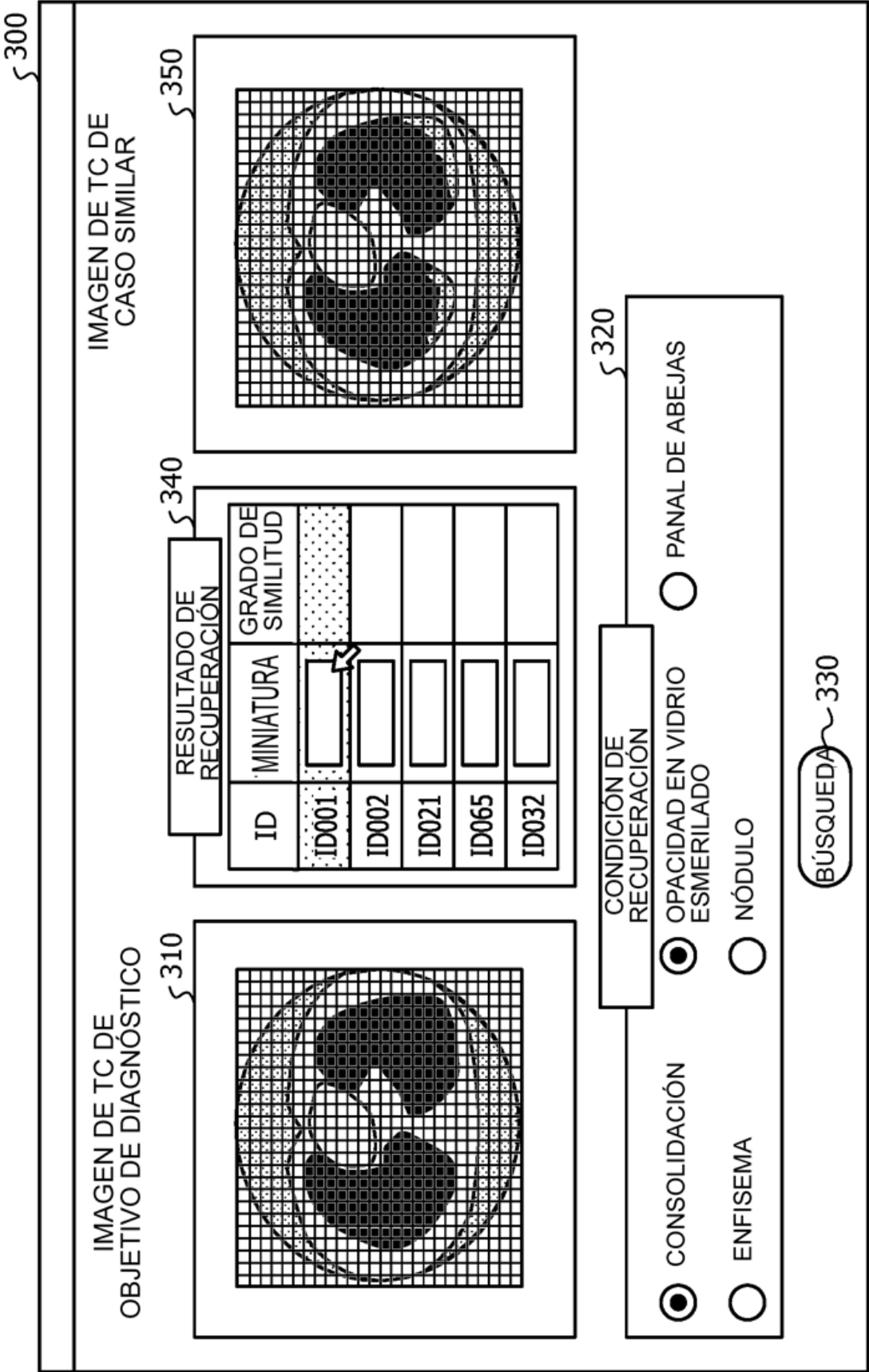


FIG. 5

500

INFORMACIÓN DE CANTIDAD DE CARACTERÍSTICAS				
ID	IMAGEN EN MINIATURA	TIPO	NÚMERO DE ELEMENTOS	CANTIDAD DE CARACTERÍSTICAS DE DISTRIBUCIÓN
001	image001	SOMBRA ANÓMALA 1	5	$(x_{11}, y_{11}), (x_{12}, y_{12}), \dots (x_{15}, y_{15})$
		SOMBRA ANÓMALA 1	3	$(x_{21}, y_{21}), (x_{22}, y_{22}), (x_{23}, y_{23})$
		SOMBRA ANÓMALA 1	6	$(x_{31}, y_{31}), (x_{32}, y_{32}), \dots (x_{36}, y_{36})$
		SOMBRA ANÓMALA 1	0	—
		SOMBRA ANÓMALA 1	9	$(x_{51}, y_{51}), (x_{52}, y_{52}), \dots (x_{59}, y_{59})$
		NORMAL	300	...

FIG. 6

600

INFORMACIÓN DE IMÁGENES DE TC						
ID	IMAGEN	INFORMACIÓN DE PACIENTE			RESULTADO DE DIAGNÓSTICO	ESPECIALISTA EN DIAGNÓSTICO
		ID DE PACIENTE	NOMBRE	EDAD	SEXO	
001	IMAGE001					
002	IMAGE002					
003	IMAGE003					
004	IMAGE004					

FIG. 7

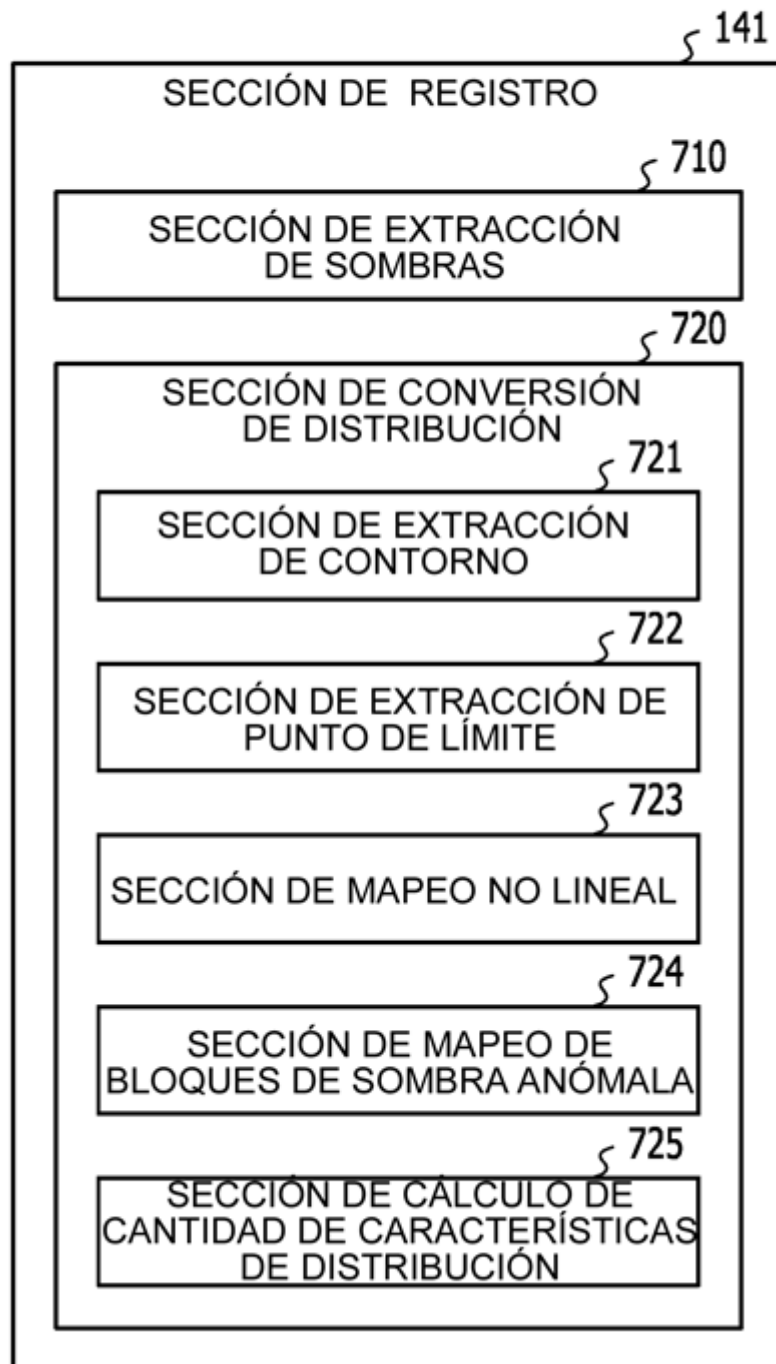


FIG. 8A

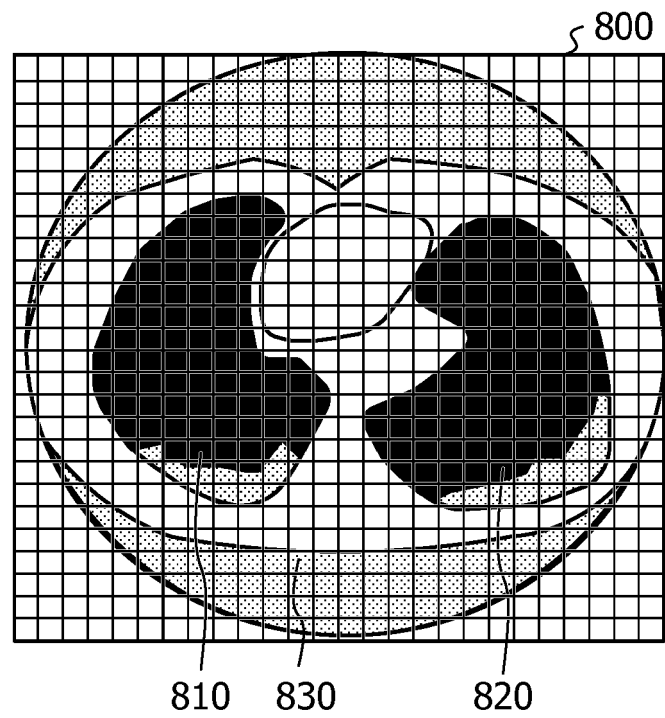


FIG. 8B

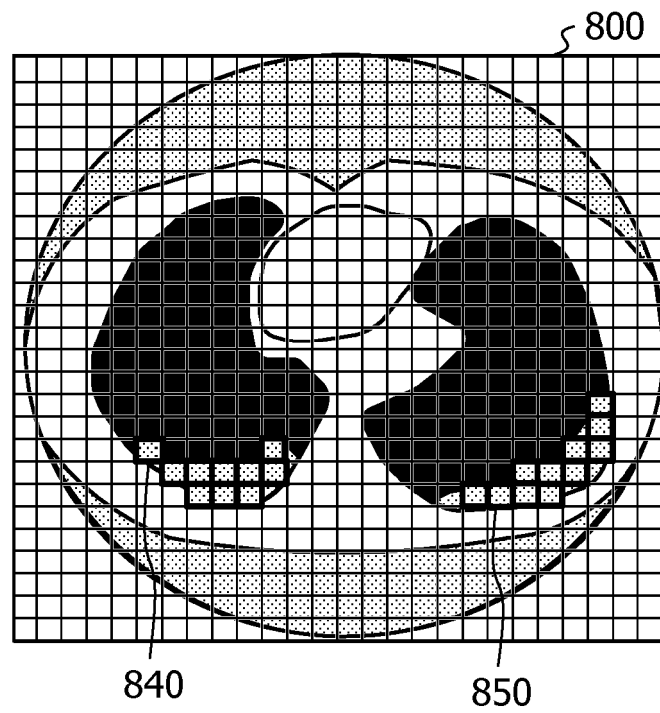


FIG. 9A

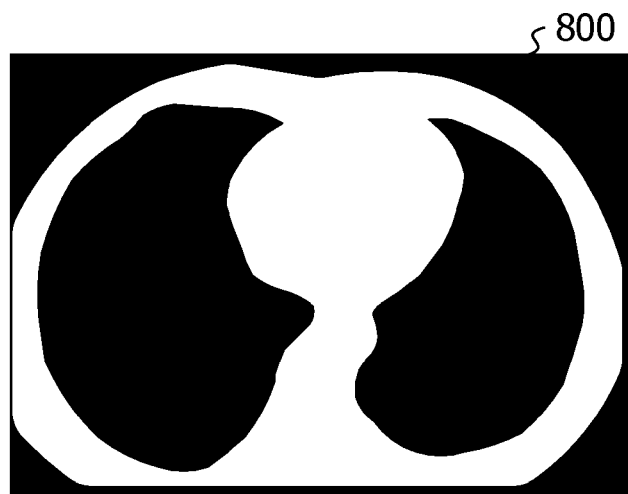


FIG. 9B

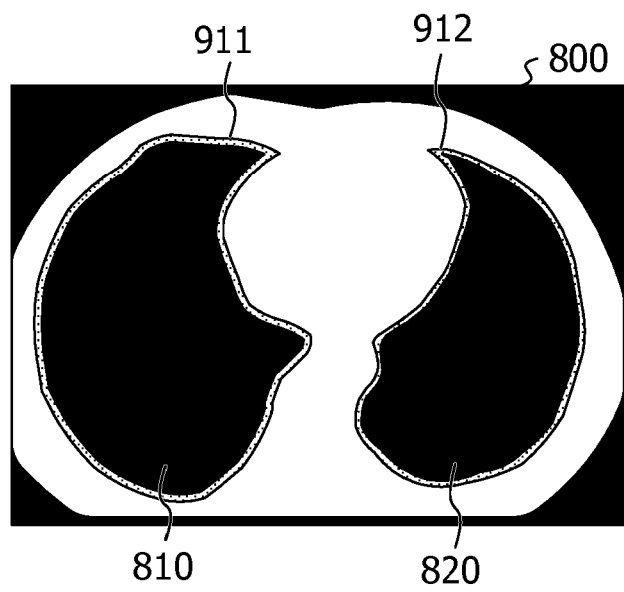


FIG. 10A

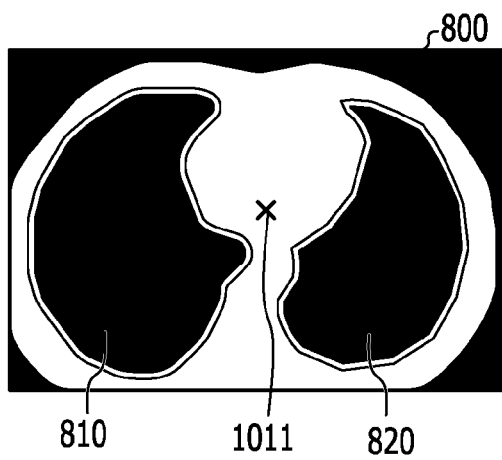


FIG. 10D

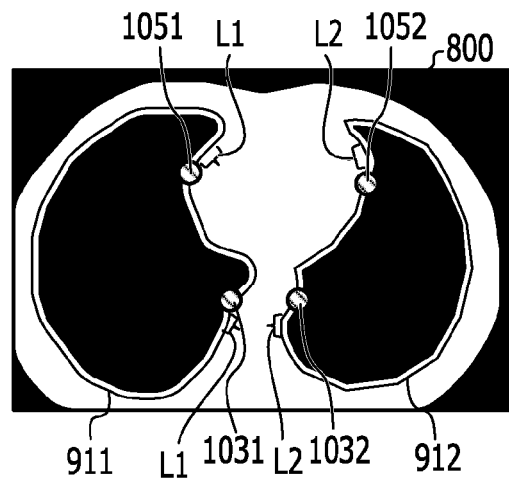


FIG. 10B

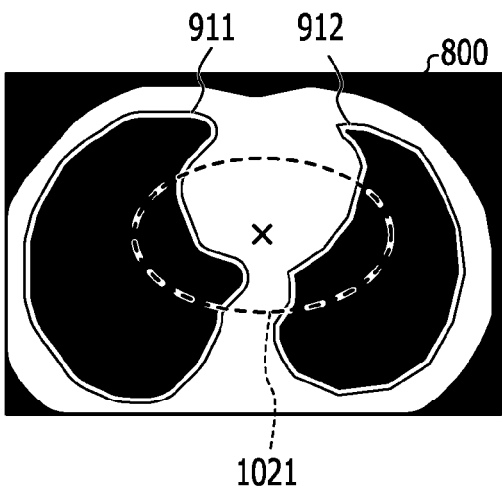


FIG. 10E

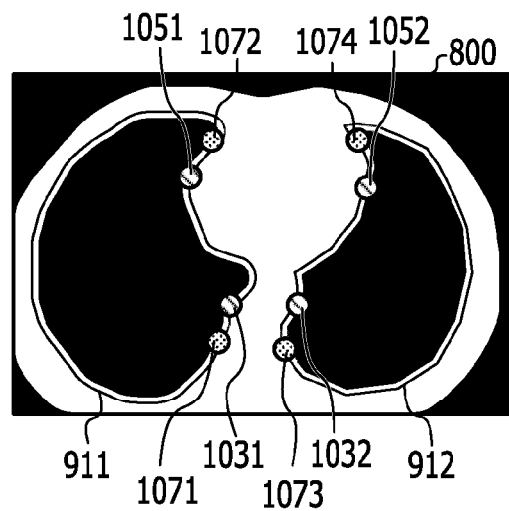


FIG. 10C

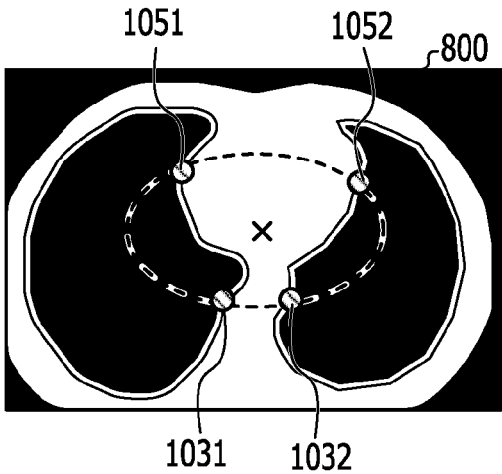


FIG. 10F

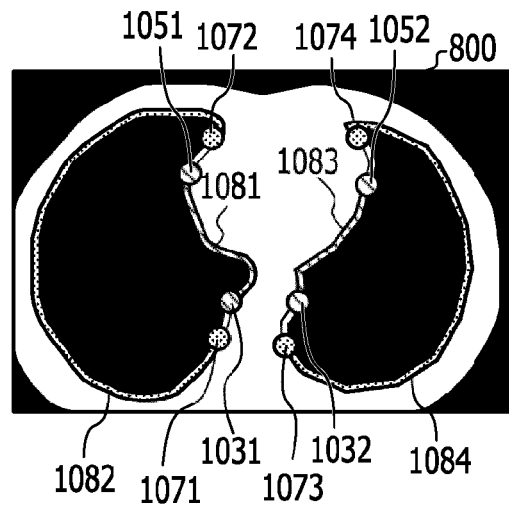


FIG. 11A

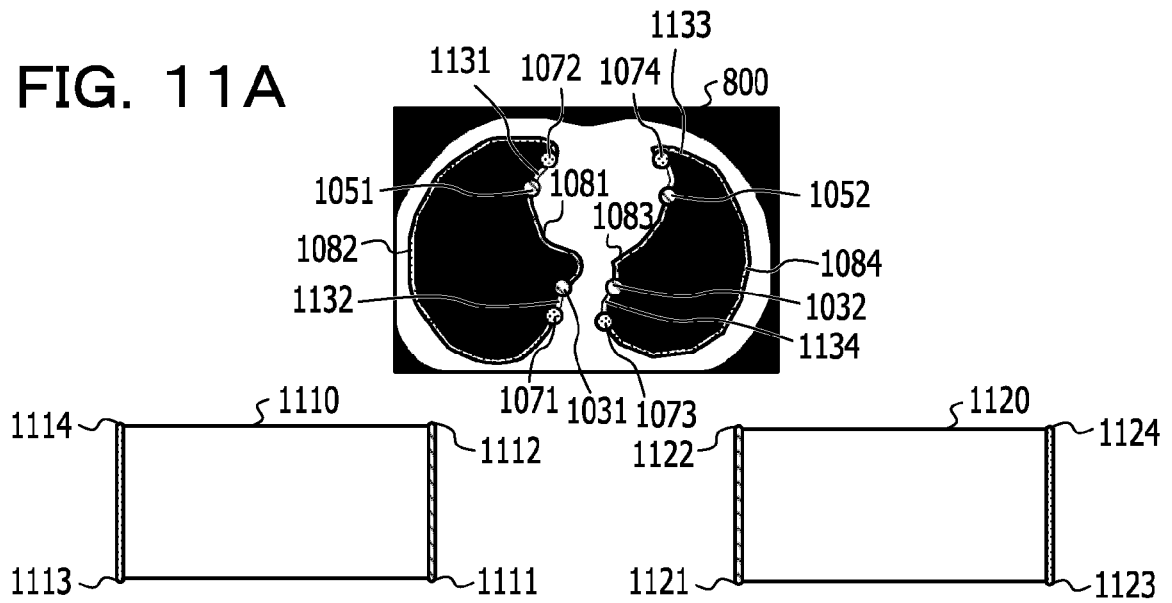


FIG. 11B

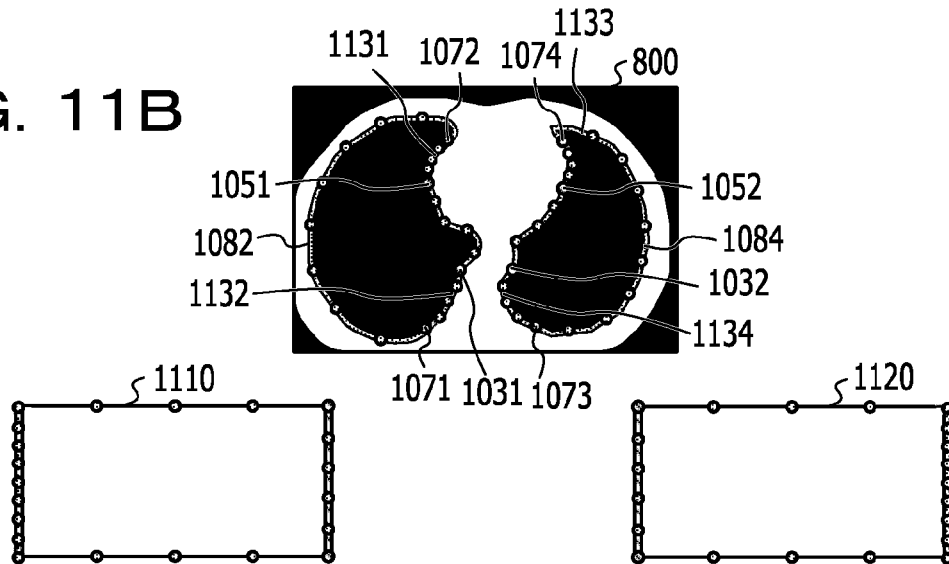


FIG. 11C

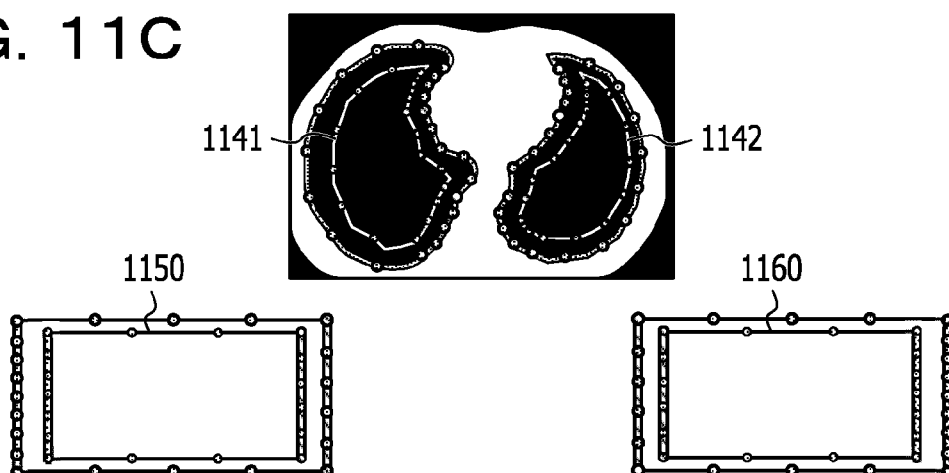


FIG. 12A

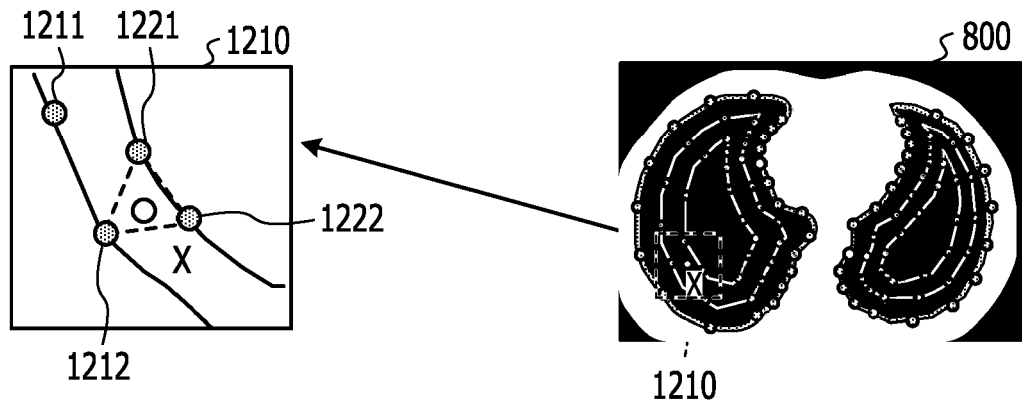


FIG. 12B

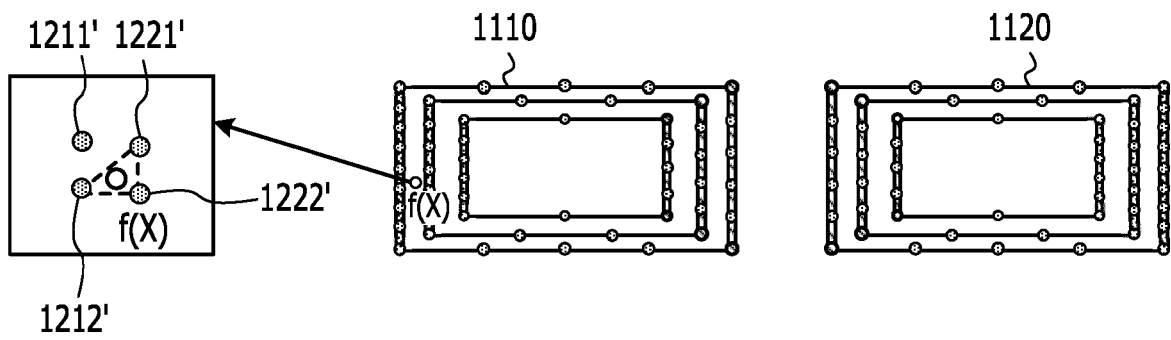


FIG. 13

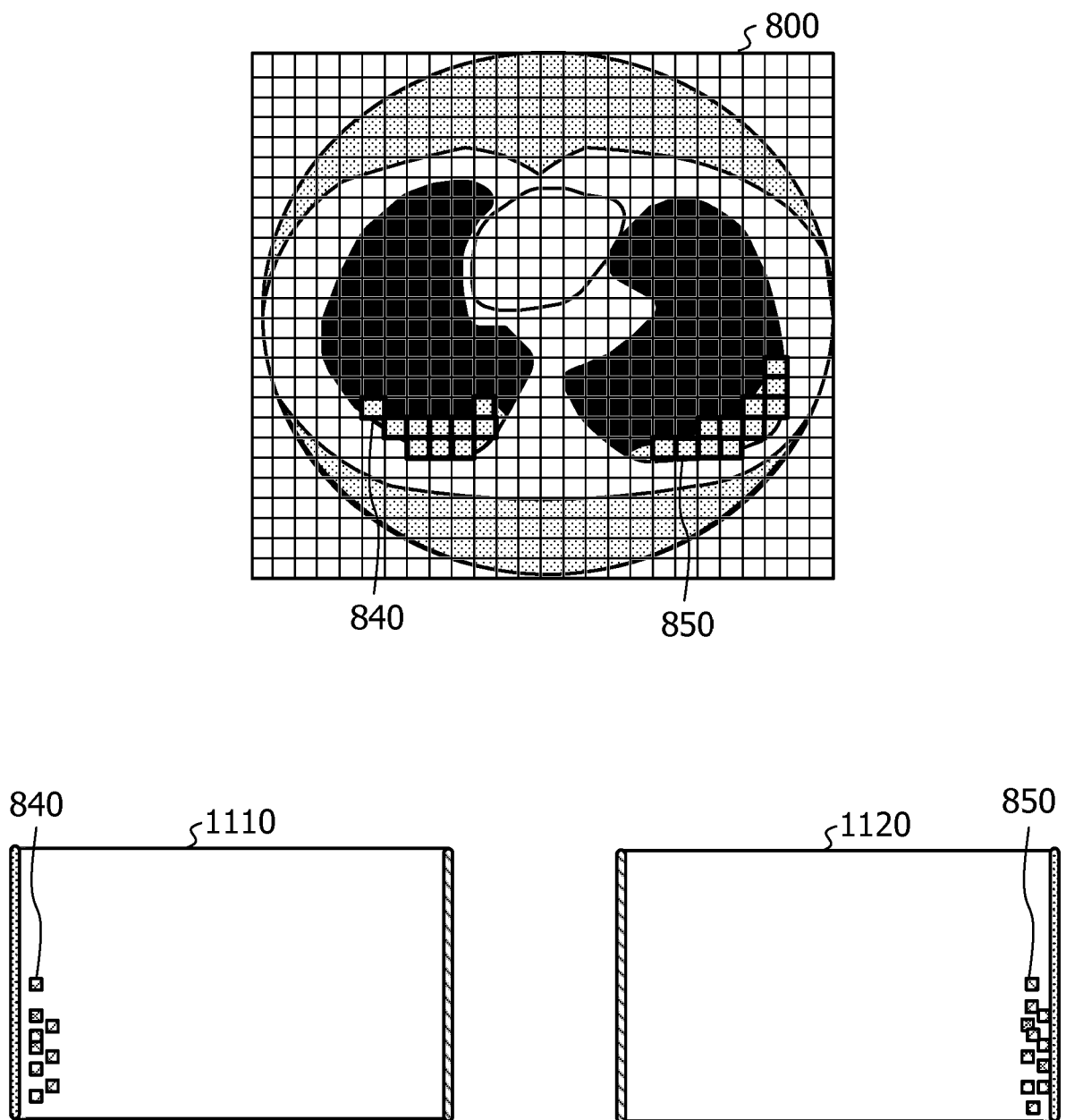


FIG. 14

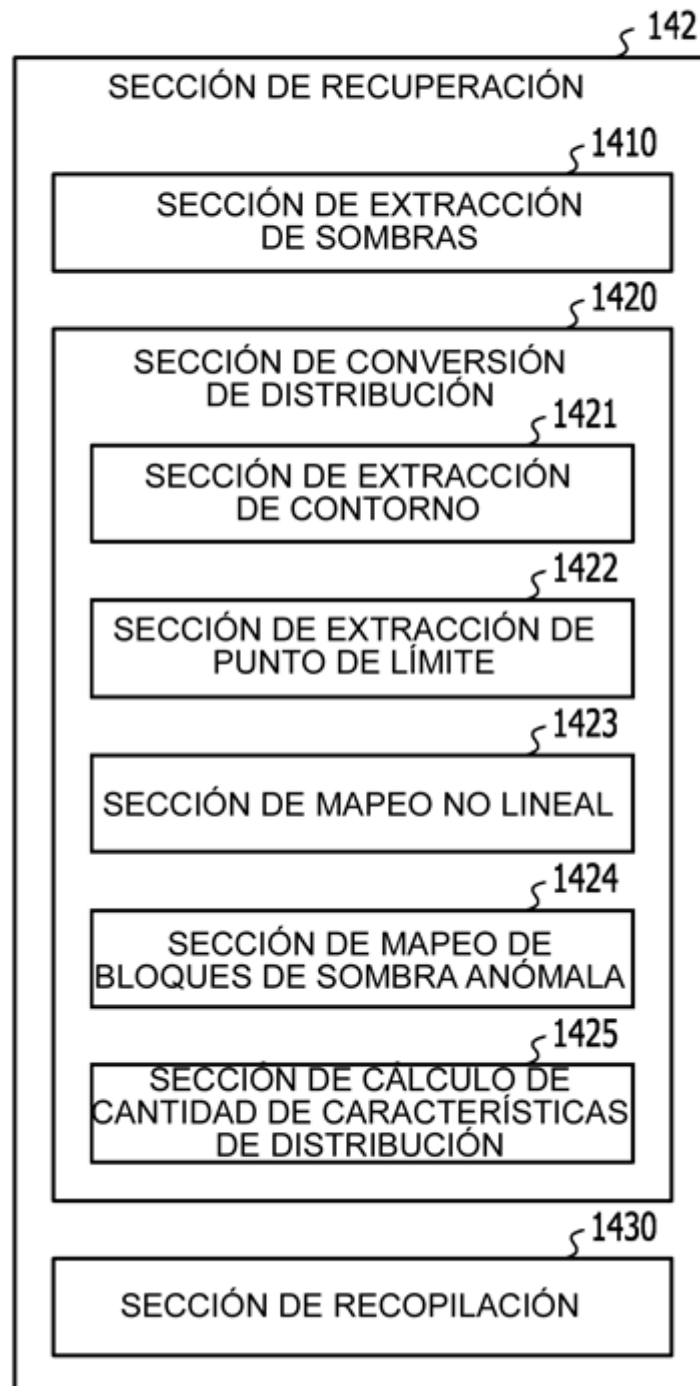


FIG. 15

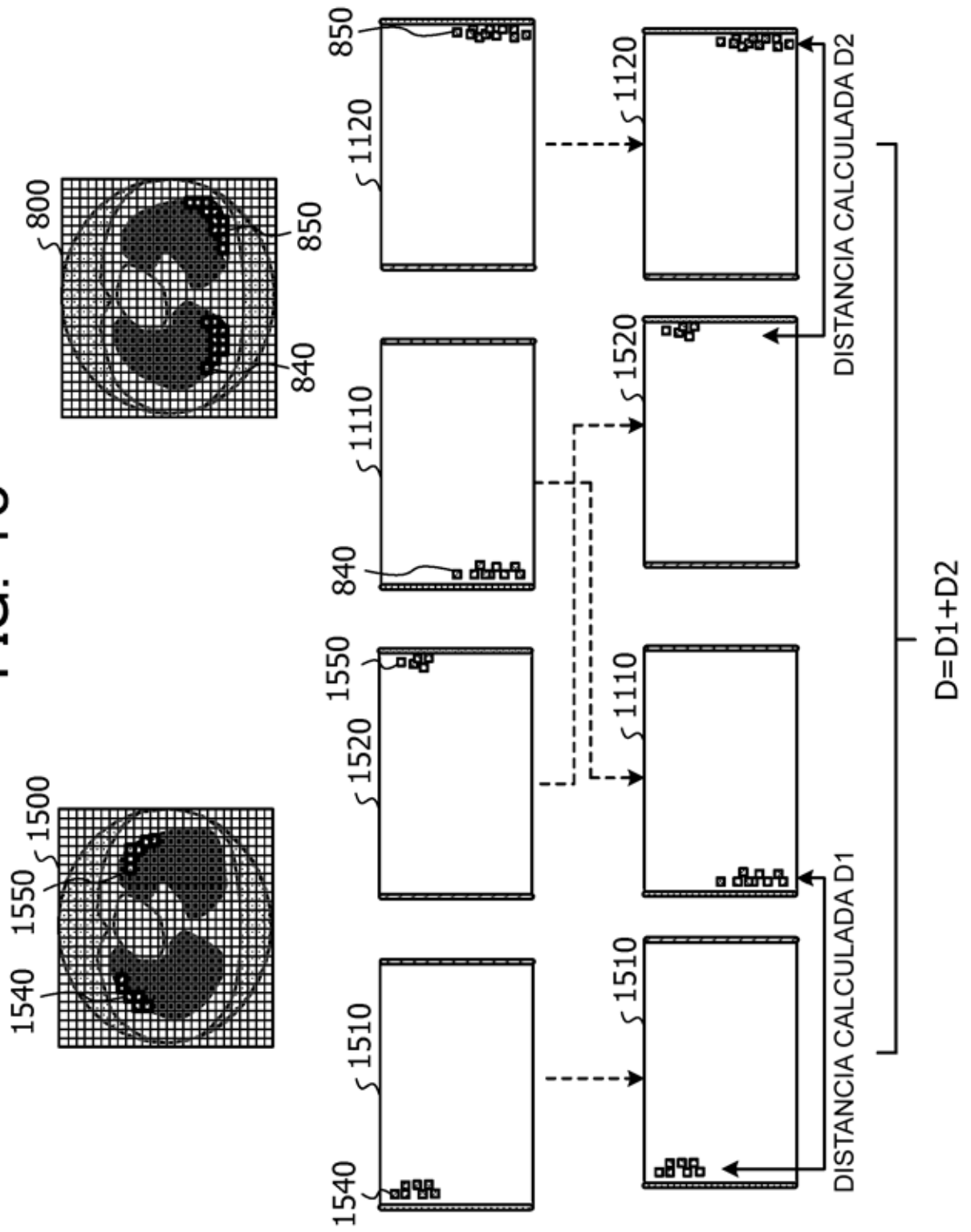


FIG. 16

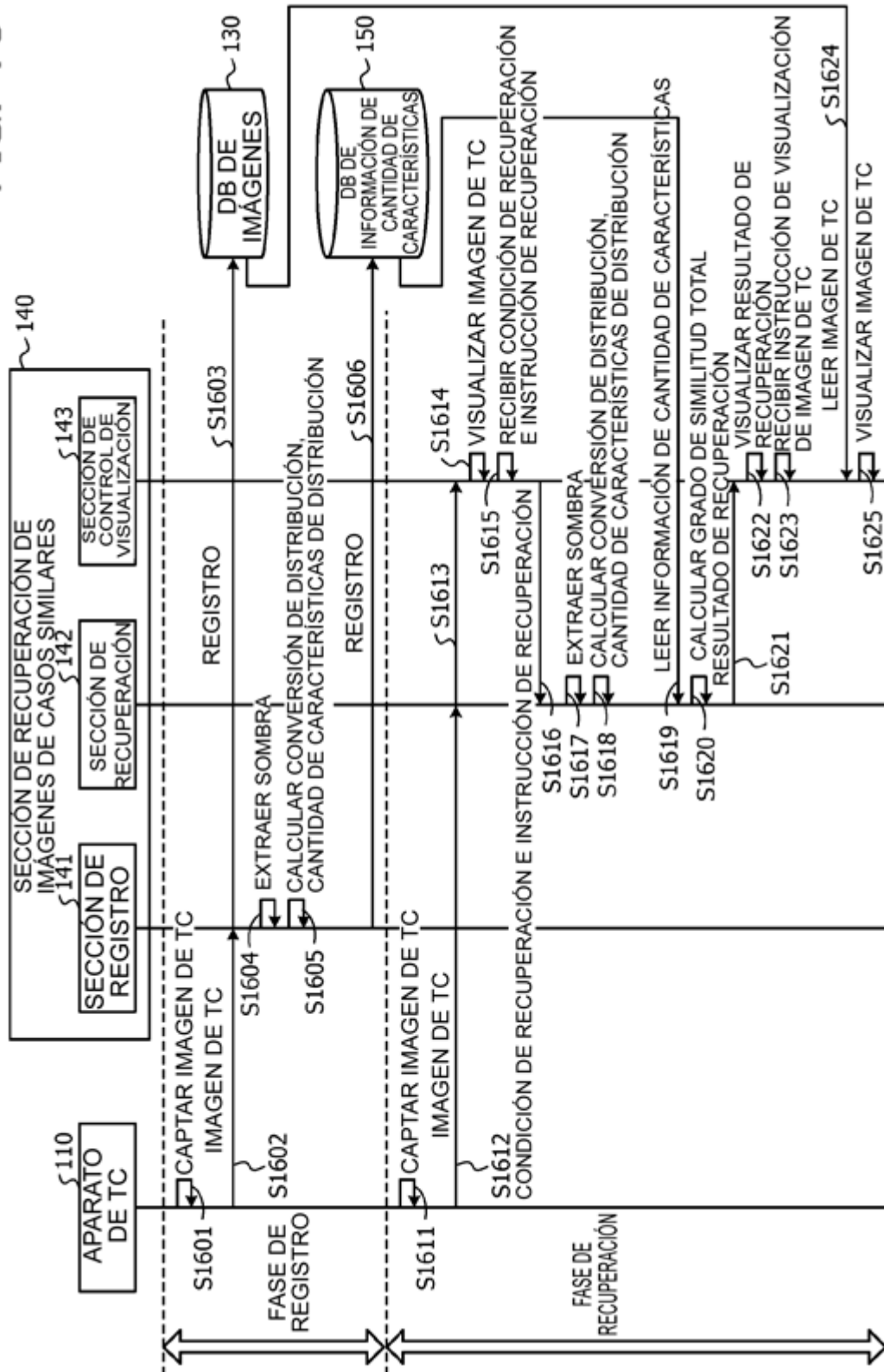


FIG. 17

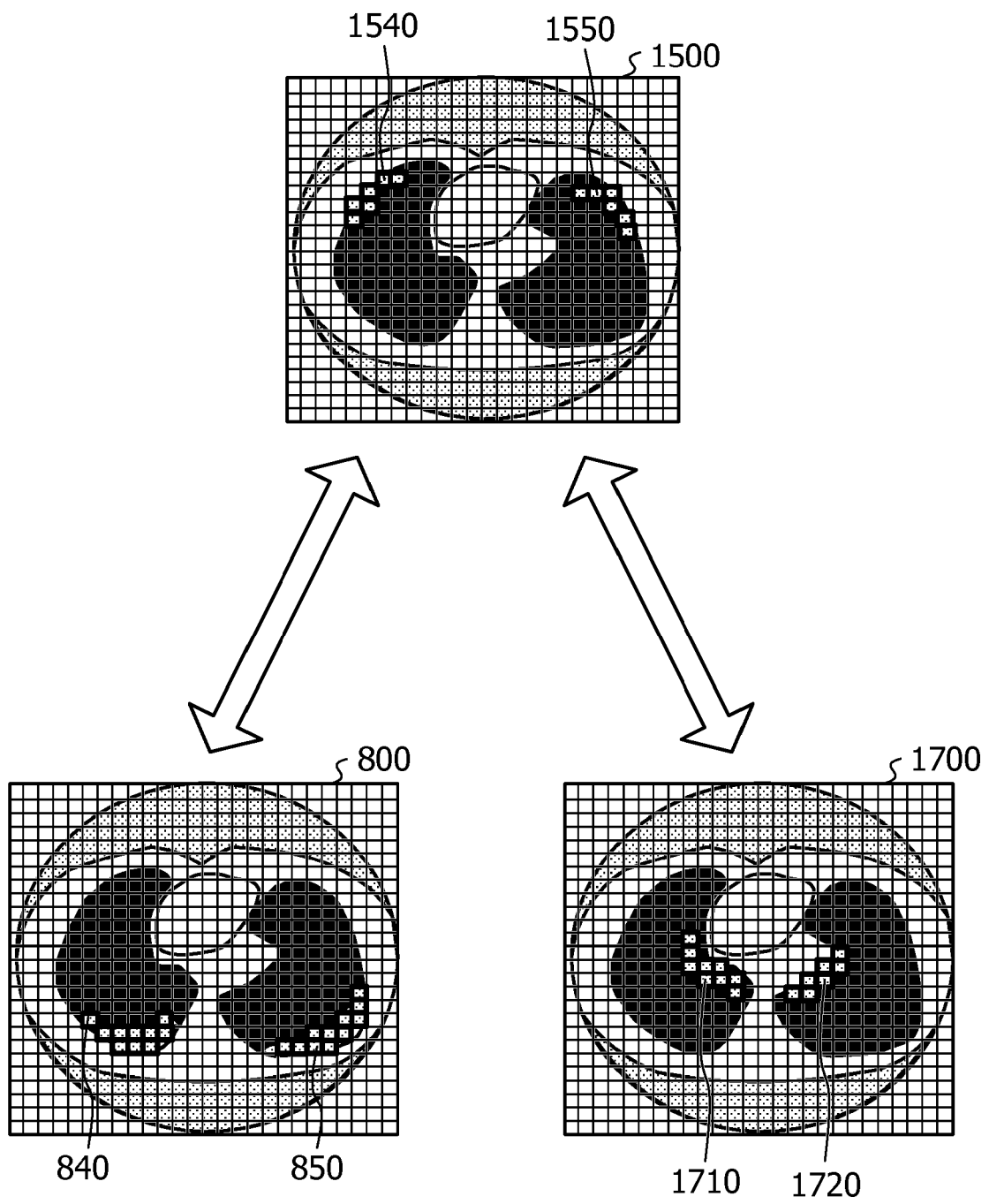


FIG. 18A

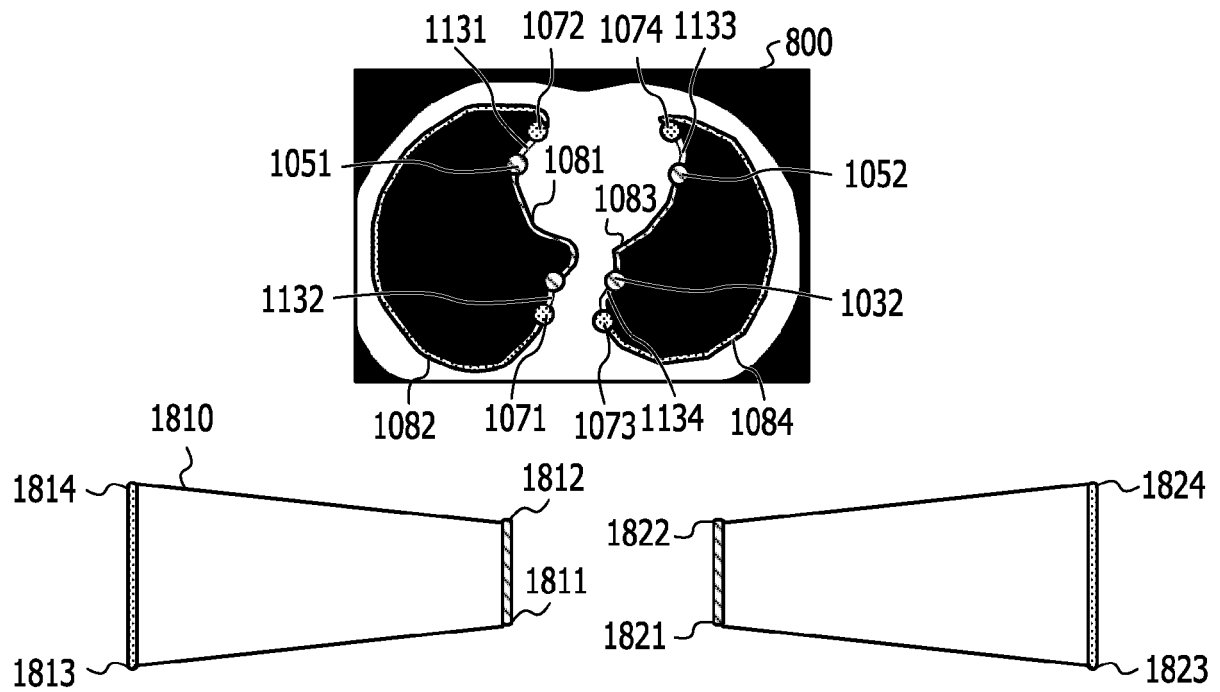


FIG. 18B

