(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 692 793**

(51) Int. Cl.:

A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
G16H 50/50 (2008.01)
G06F 19/00 (2008.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.12.2011 E 16192895 (7)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018 EP 3150126**

(54) Título: **Generación de un modelo adecuado para estimar la dosis de radiación de un paciente resultante de escaneos de formación de imágenes médicas**

(30) Prioridad:

08.12.2010 US 420834 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.12.2018

(73) Titular/es:

BAYER HEALTHCARE LLC (100.0%)
100 Bayer Boulevard
Whippany, NJ 07981, US

(72) Inventor/es:

COUCH, GREGORY y
COUCH, JAMES

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 692 793 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

Generación de un modelo adecuado para estimar la dosis de radiación de un paciente resultante de escaneos de formación de imágenes médicas

Campo de la invención

Las realizaciones de la invención se refieren, en general, a enfoques para estimar la exposición a la radiación de un paciente durante escaneos por tomografía computarizada (TC).

Antecedentes

Como es sabido, un sistema de escaneo por TC usa radiación ionizante (rayos X) para generar imágenes de tejidos, órganos y otras estructuras dentro de un cuerpo. Los datos de rayos X resultantes de un escaneo por TC pueden convertirse en imágenes en una pantalla de visualización de ordenador. Por ejemplo, el escaneo por TC proporciona una recopilación de datos usados para crear un volumen tridimensional (3D) correspondiente a la porción escaneada del cuerpo de un paciente. El volumen 3D se corta a continuación para crear imágenes del tejido corporal a pequeños intervalos a lo largo de un eje del cuerpo del paciente. Dichos cortes pueden incluir cortes tanto laterales como transversales (así como otros cortes) dependiendo de los tejidos o estructuras de los se están formando imágenes.

El uso de los escaneos por TC y la radiación ionizante para la formación de imágenes médicas han crecido exponencialmente en la última década. Y las técnicas modernas, como el escaneo por TC, proporcionan información de diagnóstico mucho más detallada y valiosa que la formación de imágenes por rayos X convencional. Al mismo tiempo, sin embargo, los pacientes se ven expuestos a dosis de radiación sustancialmente mayores. Por ejemplo, una TC de tórax típica expondrá a un paciente a entre 100 y 250 veces la dosis de una radiografía de tórax convencional dependiendo de la tensión y la corriente del sistema de escaneo por TC, el protocolo seguido para realizar el procedimiento, y el tamaño y la forma del paciente que se escanea.

A pesar del uso creciente de escaneos por TC (y la exposición resultante a la radiación) la cantidad de radiación a la que está expuesto un paciente durante un procedimiento y, lo que es más importante, la dosis acumulada en muchos procedimientos, no son parámetros que se controlen regularmente para un paciente, y tampoco estos parámetros son una parte fácilmente accesible de los registros médicos del paciente. Esto se produce en parte debido a que la cantidad de radiación absorbida por órganos internos y tejidos no puede medirse directamente en pacientes vivos como parte de un examen TC, y los resultados obtenidos en cadáveres, aunque más precisos, no se corresponden bien con la absorción de dosis en tejidos vivos.

De manera similar, los enfoques para estimar la dosis usada actualmente también proporcionan resultados inexactos. Por ejemplo, un enfoque consiste en confiar en un número limitado de fantomas de formación de imágenes físicos para representar a un paciente determinado. Sin embargo, los fantomas de formación de imágenes disponibles no representan adecuadamente la amplia variación en el tamaño y el peso de las personas en la población de individuos que reciben escaneos por TC. Como resultado, las medidas de superficie de punto único son las que se hacen actualmente en la mayoría de los casos donde la dosis no se estima en absoluto. Sin embargo, esto conduce a resultados pobres y muy variables, dependiendo de dónde se mida la dosis de punto único. De manera más general, las mediciones de superficie de la exposición a la radiación no proporcionan una medida precisa de la absorción real para los tejidos internos, los órganos y las estructuras. El documento EP-A-1393681 representa la técnica anterior más cercana que desvela el preámbulo de las reivindicaciones independientes 1 y 5.

Sumario

La invención se expone en las reivindicaciones independientes. Las realizaciones proporcionan técnicas para estimar la exposición a la radiación de un paciente durante los escaneos por tomografía computarizada (TC). Una realización incluye un procedimiento implementado por ordenador para generar un modelo de formación de imágenes que corresponde a un individuo. Este procedimiento puede incluir, en general, seleccionar un fantoma de formación de imágenes inicial para un individuo que recibe un escaneo de formación de imágenes, en el que el fantoma de formación de imágenes tiene una o más imágenes de localización asociadas y recibe una o más imágenes de exploración del individuo. Este procedimiento puede incluir, además, determinar una transformación entre al menos una de las imágenes de localizador asociadas con el fantoma de formación de imágenes y deformar el fantoma de formación de imágenes inicial basándose en la transformación.

En una realización específica, el escaneo de formación de imágenes es un escaneo por tomografía computarizada (TC), en otros casos el escaneo de formación de imágenes es un escaneo por fluoroscopia, un escaneo por PET, un escaneo de angiografía, etc. Este procedimiento puede incluir, además, recibir un conjunto de parámetros que describen el escaneo de formación de imágenes y aparatos de escaneo por TC que se usan para realizar el escaneo por TC, simular el escaneo de formación de imágenes usando el fantoma de formación de imágenes deformado y el conjunto de parámetros recibido, y estimar, basándose en la simulación, las cantidades de radiación absorbidas por el individuo como resultado de la realización del escaneo de formación de imágenes. En una realización específica,

la simulación es una simulación Monte Carlo.

Otra realización incluye un procedimiento para generar un modelo de formación de imágenes correspondiente a un individuo. Este procedimiento puede incluir, en general, seleccionar un fantoma de formación de imágenes inicial para un individuo que recibe un escaneo por tomografía computarizada (TC) y segmentar un escaneo por TC de referencia asociado con el individuo para identificar un volumen tridimensional (3D) de una pluralidad de puntos de referencia anatómicos del individuo presentes en el escaneo por TC de referencia. Este procedimiento también puede incluir emparejar uno o más de los puntos de referencia anatómicos identificados en el escaneo por TC de referencia segmentado con los puntos de referencia anatómicos correspondientes en el fantoma de formación de imágenes inicial y deformar el fantoma de formación de imágenes inicial basándose en los puntos de referencia anatómicos coincidentes.

Las realizaciones adicionales incluyen un medio de almacenamiento legible por ordenador que almacena una aplicación que, cuando se ejecuta en un procesador, realiza el procedimiento mencionado anteriormente así como un sistema que tiene un procesador y una memoria que almacena un programa de aplicación de gestión de activos de información empresarial que, cuando se ejecuta en el procesador, realiza el procedimiento mencionado anteriormente.

Breve descripción de los dibujos

Con el fin de que los aspectos mencionados anteriormente se logren y puedan comprenderse en detalle, puede realizarse una descripción más específica de las realizaciones de la invención, brevemente resumidas anteriormente, por referencia a los dibujos adjuntos. Sin embargo, obsérvese que los dibujos adjuntos ilustran solo las realizaciones habituales de la invención y, por lo tanto, no son limitantes de su ámbito, ya que la invención puede admitir otras realizaciones igualmente eficaces.

La figura 1 ilustra un ejemplo de un sistema de escaneo por TC y unos sistemas informáticos relacionados configurados para proporcionar estimaciones de la dosis de radiación del paciente, de acuerdo con una realización de la invención.

La figura 2 ilustra un ejemplo de un sistema de formación de imágenes usado para obtener datos de escaneo por TC, de acuerdo con una realización.

La figura 3 ilustra un ejemplo de un sistema de estimación de dosis usado para estimar y hacer un seguimiento de la dosis acumulada del paciente, de acuerdo con una realización.

La figura 4 ilustra un procedimiento para generar un modelo adecuado para estimar la dosis de radiación del paciente resultante de escaneos por TC, de acuerdo con una realización.

La figura 5A ilustra una imagen a modo de ejemplo que representa un fantoma deformable, de acuerdo con una realización.

La figura 5B ilustra un ejemplo de una imagen de referencia bidimensional (2D) de una porción de un cuerpo humano correspondiente al fantoma mostrado en la figura 5A, de acuerdo con una realización.

La figura 6 ilustra otro procedimiento para generar un modelo adecuado para estimar la dosis de radiación resultante de escaneos por TC, de acuerdo con una realización.

La figura 7 ilustra un corte a modo de ejemplo de un fantoma superpuesto sobre un corte de TC correspondiente de un paciente, de acuerdo con una realización.

La figura 8 ilustra un ejemplo de un corte transversal de un fantoma de formación de imágenes superpuesto sobre un corte de TC transversal correspondiente de un paciente, de acuerdo con una realización.

La figura 9 ilustra un ejemplo de una segmentación de imagen de TC y un desplazamiento de volumen de órgano para un fantoma de formación de imágenes, de acuerdo con una realización.

La figura 10 ilustra un procedimiento para un servicio de estimación de dosis para proporcionar estimaciones de dosis de paciente a múltiples proveedores de escaneo por TC, de acuerdo con una realización.

La figura 11 ilustra una infraestructura de cálculo a modo de ejemplo para un sistema de servicio de estimación de dosis de paciente configurado para soportar múltiples proveedores de escaneo por TC, de acuerdo con una realización.

Descripción detallada

Las realizaciones de la invención se refieren, en general, a enfoques para estimar la exposición a la radiación del paciente durante escaneos por tomografía computarizada (TC). Más específicamente, las realizaciones de la invención proporcionan enfoques eficientes para generar un modelo de paciente adecuado usado para hacer tal

estimación, enfoques para estimar la dosis del paciente interpolando los resultados de simulaciones múltiples, y enfoques para que un proveedor de servicios aloje un servicio de estimación de dosis que esté disponible para múltiples proveedores de escaneos por TC. Como se describe en detalle a continuación, el sistema de administración de dosis proporciona un sistema único para hacer un seguimiento de dosis de radiación a través de modalidades y para presentar información a los facultativos en un formato significativo y de fácil comprensión. La consideración rutinaria de la dosis acumulada para ordenar las pruebas diagnósticas de formación de imágenes puede conducir a un procedimiento de toma de decisiones más informado y, en última instancia, beneficiar la seguridad y el cuidado del paciente.

En una realización, se genera un fantoma de formación de imágenes virtual para modelar un paciente determinado que recibe un escaneo por TC. El fantoma de formación de imágenes virtual puede generarse deformando un fantoma matemático existente para que coincida mejor con el tamaño, la forma y las posiciones de órganos de un paciente que se expone a la radiación en un escaneo por TC. Inicialmente, puede seleccionarse un fantoma matemático en función de, por ejemplo, la edad y el género del paciente. La geometría específica del paciente puede lograrse deformando el fantoma matemático seleccionado usando las transformaciones obtenidas analizando los localizadores de imágenes de exploración de ese paciente. Obsérvese que, en este contexto, como entienden los expertos en la materia, un localizador hace referencia, en general, a una proyección de imagen 2D de un paciente (habitualmente una imagen de rayos X anterior/posterior y/o una imagen de rayos X lateral). En tal enfoque, el fantoma matemático seleccionado puede tener su propio conjunto de referencia de imágenes de localizador. Las imágenes de referencia para un fantoma virtual determinado se seleccionan para que coincidan con la geometría, el tamaño y la colocación de ese fantoma (por ejemplo, con los brazos arriba o a los lados) y puede seleccionarse a partir de imágenes obtenidas de múltiples individuos.

A continuación, se usan técnicas de registro de imágenes para mapear puntos de la imagen de localizador del paciente en puntos de la imagen (o imágenes) de referencia asociadas con el fantoma virtual. Al hacerlo, se produce un conjunto de transformaciones que pueden usarse para deformar el fantoma virtual para que coincida mejor con la geometría del paciente. Un enfoque similar implica el uso de un conjunto de referencia de datos 3D (escaneos por TC seleccionados) para el fantoma y el uso de técnicas de registro de imágenes 3D para mapear puntos de un escaneo por TC de un paciente determinado en puntos de escaneos por TC de referencia asociados con un fantoma determinado.

De manera similar, la segmentación de imágenes puede usarse para identificar un volumen 3D dentro de un escaneo por TC correspondiente a órganos, tejidos o estructuras de interés en un escaneo por TC de un paciente. El volumen 3D puede ser un cuadro delimitador, o un volumen 3D más preciso considerado para representar un órgano, etc. Una vez identificado, puede determinarse un desplazamiento entre la posición del órgano en el fantoma y la posición correspondiente en el escaneo por TC del paciente. En lugar de funcionar sobre puntos de imagen individuales (como en las técnicas de registro de imágenes 2D/3D), el enfoque de segmentación de imágenes funciona usando volúmenes 3D más grandes a partir de la imagen TC como puntos de datos para determinar una transformación de un fantoma virtual y un paciente determinado.

En cada uno de estos casos, el fantoma híbrido resultante proporciona una representación matemática mucho más precisa de un paciente específico para su uso en una simulación de dosis que los fantomas no modificados solos. Una vez que se determinan las transformaciones, el fantoma virtual híbrido puede usarse para simular un procedimiento TC determinado para el paciente. Por ejemplo, las bien conocidas técnicas de simulación Monte Carlo se han desarrollado para estimar la dosis absorbida por un órgano para un fantoma virtual. Dichas técnicas de simulación usan el fantoma virtual (transformado en relación con un paciente determinado) junto con una serie de configuraciones relacionadas con el modelo y el procedimiento de escáner TC que se realizarán, con el fin de calcular estimaciones precisas de la dosis absorbida por el órgano. Por ejemplo, un escáner TC puede modelarse usando kVp, es decir, kilovoltaje pico, ángulo objetivo del generador de rayos X, ángulo de abanico, colimación, espesor de corte, distancia del foco al eje, filtros planos (material y espesor) y filtros de conformación de haz (material y geometría). Por supuesto, estos (y otros parámetros) pueden seleccionarse como disponibles o según sea necesario para satisfacer las necesidades de un caso específico.

Sin embargo, estimar la dosis de órgano absorbida por un órgano usando una simulación Monte Carlo puede requerir cantidades significativas de tiempo de cálculo, mucho más tiempo del requerido para realizar un escaneo por TC real. Dada la alta utilización de los sistemas de escaneo por TC en muchas instalaciones de formación de imágenes, en los casos donde una estimación de la dosis acumulada total no deba superar un máximo prescrito, este retraso simplemente no es manejable. Incluso en casos donde la estimación no se usa antes de realizar un procedimiento determinado, a menos que las estimaciones de la dosis del paciente puedan determinarse, relativamente, en el mismo orden de tiempo que se requiere para realizar un procedimiento, mantener un registro de la estimación de dosis para un sistema de escaneo determinado se vuelve inmanejable, ya que las simulaciones simplemente caerán cada vez más atrás con respecto a los escaneos actuales que se realizan. Este problema crece exponencialmente para un proveedor de SaaS que aloja un servicio de estimación de dosis en la nube para múltiples instalaciones de formación de imágenes.

En consecuencia, en una realización, las estimaciones de la dosis del paciente determinada para un procedimiento determinado pueden generarse por interpolación entre dos (o más) simulaciones completadas previamente. Si no

hay simulaciones “cercanas” disponibles, entonces el fantoma virtual híbrido, el escáner TC y los datos de procedimiento pueden añadirse a una cola de simulaciones Monte Carlo completas a realizar. Con el tiempo, una gran biblioteca de simulaciones permite proporcionar estimaciones de dosis en tiempo real a medida que se programan y realizan los procedimientos. Hacerlo permite que se capturen cantidades de dosis acumuladas para un paciente determinado, así como los límites de dosis acumuladas a observar.

Además, en una realización, puede usarse un software como un modelo de proveedor de servicios (SaaS) o en la nube para realizar las estimaciones de dosis, mantener una biblioteca de simulaciones calculadas, así como ejecutar las simulaciones Monte Carlo. En tal caso, un proveedor de escaneos por TC puede proporcionar al proveedor de SaaS los parámetros de un procedimiento TC determinado. Por ejemplo, el software de cliente (o incluso un portal seguro basado en la web) en un centro de formación de imágenes puede usarse para proporcionar al proveedor de SaaS un fantoma virtual seleccionado, junto con las transformaciones usadas para crear un modelado de fantoma híbrido de un individuo específico y el equipo y el protocolo a usar en la realización de un procedimiento TC. Una vez recibido, el proveedor de servicios puede seleccionar las simulaciones adecuadas de la biblioteca para interpolar y devolver una estimación de la dosis absorbida por el órgano del paciente al centro de formación de imágenes.

Es importante destacar que el proveedor de SaaS no necesita recibir ninguna información de identificación real sobre un individuo o paciente determinado que recibe un escaneo por TC. En cambio, el proveedor de SaaS recibe solo información relacionada con un fantoma virtual y un sistema/procedimiento TC. Como resultado, las operaciones del proveedor de servicios pueden no requerir el cumplimiento de una diversidad de leyes y/o regulaciones relacionadas con la privacidad de la información de salud personal. Además, al proporcionar estimaciones de dosis para múltiples centros de formación de imágenes, la biblioteca de simulaciones resultante se vuelve más diversa y es mucho más probable que encuentre candidatos para la interpolación que una biblioteca de simulaciones generada únicamente a partir de procedimientos de escaneo realizados por un solo centro de formación de imágenes. Aún más, la centralización de la biblioteca de simulaciones y las simulaciones Monte Carlo permite mejoras en los fantomas, un motor de simulación Monte Carlo y técnicas de interpolación a compartir por todos los centros de formación de imágenes que usan el servicio basado en la nube. Por último, este enfoque deja al centro de formación de imágenes mantener información que vincula la dosis acumulada a pacientes específicos, permitiendo que los datos reales del paciente permanezcan con cada proveedor individual. Al mismo tiempo, el proveedor de SaaS puede, por supuesto, comunicarse con los centros de formación de imágenes usando una diversidad de protocolos estandarizados para el intercambio de imágenes y datos, que incluyen, por ejemplo, comunicaciones y formación de imágenes digitales en medicina (DICOM), sistemas de archivo y comunicación de imágenes (PACS), normas de salud nivel siete internacional (HL7), ICD-9, códigos de diagnóstico y procedimiento ICD-10, etc.

Además, la siguiente descripción hace referencia a realizaciones de la invención. Sin embargo, debe entenderse que la invención no se limita a las realizaciones específicas descritas. Por el contrario, se contempla cualquier combinación de las siguientes características y elementos, ya estén relacionados con las diferentes realizaciones o no, para implementar y poner en práctica la invención. Además, aunque las realizaciones de la invención pueden lograr ventajas sobre otras posibles soluciones y/o sobre la técnica anterior, el hecho de que se logre o no una ventaja específica mediante una realización determinada no es limitante para la invención. Por lo tanto, los siguientes aspectos, características, realizaciones y ventajas son meramente ilustrativos y no se consideran elementos o limitaciones de las reivindicaciones adjuntas, excepto cuando se indique explícitamente en una o varias reivindicaciones. De manera similar, la referencia a “la invención” no debe interpretarse como una generalización de cualquier objeto de la invención desvelado en el presente documento y no se considerará como un elemento o limitación de las reivindicaciones adjuntas, excepto cuando se indique explícitamente en una o varias reivindicaciones.

Como apreciarán los expertos en la materia, los aspectos de la presente invención pueden incorporarse como un sistema, procedimiento o producto de programa informático. En consecuencia, los aspectos de la presente invención pueden tomar la forma de una realización totalmente de hardware, una realización totalmente de software (que incluye firmware, software residente, microcódigo, etc.) o una realización que combina aspectos de software y hardware que, en general, pueden denominarse en el presente documento “circuito”, “módulo” o “sistema”. Además, los aspectos de la presente invención pueden tomar la forma de un producto de programa informático incorporado en uno o más medios legibles por ordenador que tiene un código de programa legible por ordenador incorporado en el mismo.

Puede utilizarse cualquier combinación de uno o más medios legibles por ordenador. El medio legible por ordenador puede ser un medio de señal legible por ordenador o un medio de almacenamiento legible por ordenador. Un medio de almacenamiento legible por ordenador puede ser, por ejemplo, pero sin limitarse a, un sistema, aparato o dispositivo electrónico, magnético, óptico, electromagnético, infrarrojo o semiconductor, o cualquier combinación adecuada de los anteriores. Ejemplos más específicos (una lista no exhaustiva) del medio de almacenamiento legible por ordenador incluirían los siguientes: una conexión eléctrica que tiene uno o más cables, un disquete de ordenador portátil, un disco duro, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una memoria de solo lectura (ROM), una memoria de solo lectura programable borrable (memoria EPROM o flash), una fibra óptica, una memoria de solo lectura de disco compacto portátil (CD-ROM), un dispositivo de almacenamiento óptico, un dispositivo de almacenamiento magnético o cualquier combinación adecuada de los anteriores. En el contexto del presente

documento, un medio de almacenamiento legible por ordenador puede ser cualquier medio tangible que pueda contener o almacenar un programa para su uso por o en conexión con un sistema, aparato o dispositivo de ejecución de instrucciones.

Los diagramas de flujo y de bloques en las figuras ilustran la arquitectura, funcionalidad y funcionamiento de posibles implementaciones de sistemas, procedimientos y productos de programas informáticos de acuerdo con diversas realizaciones de la presente invención. A este respecto, cada bloque en los diagramas de flujo o de bloques puede representar un módulo, segmento o porción del código, que comprende una o más instrucciones ejecutables para implementar la o las funciones lógicas especificadas. En algunas implementaciones alternativas, las funciones indicadas en el bloque pueden producirse fuera del orden indicado en las figuras. Por ejemplo, dos bloques mostrados en sucesión pueden, de hecho, ejecutarse de manera sustancialmente simultánea, o los bloques a veces pueden ejecutarse en el orden inverso, dependiendo de la funcionalidad implicada. Cada bloque de los diagramas de bloques y/o los diagramas de flujo, y las combinaciones de bloques en los diagramas de bloques y/o los diagramas de flujo pueden implementarse mediante sistemas basados en hardware de fines especiales que realizan las funciones o acciones especificadas, o combinaciones de hardware de fines especiales e instrucciones de ordenador.

Las realizaciones de la invención pueden proporcionarse a los usuarios finales a través de una infraestructura de computación en la nube. La computación en la nube hace referencia, en general, a la provisión de recursos informáticos escalables, como un servicio a través de una red. Más formalmente, la computación en la nube puede definirse como una capacidad de computación que proporciona una abstracción entre el recurso informático y su arquitectura técnica subyacente (*por ejemplo*, servidores, almacenamiento, redes), lo que permite un acceso a la red conveniente y bajo demanda a un grupo compartido de recursos informáticos configurables que pueden proporcionarse y liberarse rápidamente con un mínimo esfuerzo de gestión o interacción del proveedor de servicios. Por lo tanto, la computación en la nube permite a los usuarios acceder a recursos informáticos virtuales (*por ejemplo*, almacenamiento, datos, aplicaciones e incluso sistemas informáticos virtualizados completos) en “la nube”, sin tener en cuenta los sistemas físicos subyacentes (o localizaciones de esos sistemas) usados para proporcionar los recursos informáticos.

Habitualmente, los recursos de computación en la nube se proporcionan a un usuario en forma de pago por uso, donde los usuarios solo pagan por los recursos informáticos realmente usados (por ejemplo, una cantidad de espacio de almacenamiento consumido por un usuario o una serie de sistemas virtualizados instanciados por el usuario). Un usuario puede acceder a cualquiera de los recursos que residen en la nube en cualquier momento y desde cualquier lugar a través de internet. En el contexto de la presente invención, un proveedor de servicios puede proporcionar a los centros de formación de imágenes estimaciones de la dosis del paciente tanto en la perspectiva predictiva como informativa. Por ejemplo, puede usarse una interfaz de estimación de dosis para presentar datos de fantoma virtual y TC al proveedor basado en la nube.

Los diagramas de flujo y de bloques en las figuras ilustran la arquitectura, funcionalidad y funcionamiento de posibles implementaciones de sistemas, procedimientos y productos de programas informáticos de acuerdo con diversas realizaciones de la presente invención. A este respecto, cada bloque en los diagramas de flujo o de bloques puede representar un módulo, segmento o porción del código, que comprende una o más instrucciones ejecutables para implementar la o las funciones lógicas especificadas. También debe observarse que, en algunas implementaciones alternativas, las funciones indicadas en el bloque pueden producirse fuera del orden indicado en las figuras. Por ejemplo, dos bloques mostrados en sucesión pueden, de hecho, ejecutarse de manera sustancialmente simultánea, o los bloques a veces pueden ejecutarse en el orden inverso, dependiendo de la funcionalidad implicada. También se observará que cada bloque de los diagramas de bloques y/o los diagramas de flujo, y las combinaciones de bloques en los diagramas de bloques y/o los diagramas de flujo pueden implementarse mediante sistemas basados en hardware de fines especiales que realizan las funciones o acciones especificadas, o combinaciones de hardware de fines especiales e instrucciones de ordenador.

Además, las realizaciones específicas de la invención descritas a continuación se basan en un ejemplo específico de un sistema de escaneo por tomografía computarizada TC que usa una arquitectura cliente-servidor para proporcionar una estimación de dosis a un conjunto de formación de imágenes. Sin embargo, debe entenderse que las técnicas descritas en el presente documento pueden adaptarse para su uso con otras tecnologías de formación de imágenes médicas que se basan en exponer a individuos a dosis de radiación limitadas como parte del procedimiento de formación de imágenes (por ejemplo, escaneos PET, radiografías convencionales y fluoroscopia y angiografía, etc.).

La figura 1 ilustra un ejemplo de un entorno 100 de escaneo por TC y unos sistemas informáticos relacionados configurados para proporcionar estimaciones de la dosis de radiación del paciente, de acuerdo con una realización de la invención. Como se muestra, el entorno 100 de escaneo por TC incluye un sistema 105 de escaneo por TC, un sistema 125 de formación de imágenes y un sistema 130 de estimación de dosis. Además, el sistema 130 de estimación de dosis incluye una base de datos de fantomas 132 de formación de imágenes y una biblioteca 134 de simulaciones.

Como es sabido, el escáner 105 TC proporciona un dispositivo usado para bombardear a un sujeto 120 con rayos X procedentes de una fuente 110 de rayos X. Los rayos X emitidos desde la fuente 110 de rayos X pasan a través de tejidos, órganos y estructuras del sujeto 120 a diferentes velocidades (algunos de los cuales se absorben por dichos tejidos, órganos y estructuras) dependiendo de la densidad y el tipo de materia que atraviesan los rayos X. Los sensores dispuestos con un anillo 115 detectan la cantidad de radiación que pasa a través del sujeto 120. La información de sensor resultante se pasa al sistema 125 de formación de imágenes. El sistema 125 de formación de imágenes proporciona un dispositivo informático configurado para recibir, almacenar y generar imágenes a partir de los datos de sensor obtenidos del escáner TC.

El sistema 125 de formación de imágenes permite que un operador realice un procedimiento TC determinado, así como también que reciba los datos obtenidos realizando escaneos por TC. Por ejemplo, el sistema 125 de formación de imágenes puede configurarse para “visualizar en ventana” diversas estructuras corporales en función de su capacidad para bloquear los rayos X emitidos desde la fuente 110. Las imágenes de escaneo por TC (a menudo denominadas “cortes”) se hacen habitualmente en relación con un plano axial o transversal, perpendicular al eje largo del cuerpo. Sin embargo, el escáner 105 TC puede permitir que los datos de formación de imágenes vuelvan a formatearse en diversos planos o como representaciones volumétricas (3D) de las estructuras. Una vez que se realiza un escaneo por TC, los datos de formación de imágenes generados por el escáner 105 TC pueden almacenarse, permitiendo que las imágenes de escaneo resultantes se revisen o evalúen de otras maneras. En una realización, los datos de formación de imágenes pueden formatearse usando la bien conocida norma DICOM y almacenarse en un depósito PACS.

En una realización, el sistema 130 de estimación de dosis proporciona un sistema informático y unas aplicaciones de software configuradas para estimar una cantidad de dosis absorbida por paciente para un paciente determinado que recibe un escaneo por TC determinado. Téngase en cuenta que tal estimación puede hacerse en un sentido predictivo (es decir, antes de realizar un escaneo) pero también puede hacerse después del hecho.

En el caso predictivo, el sistema 130 de estimación de dosis puede proporcionar una estimación de la dosis del paciente antes de realizar un escaneo por TC. Además, en una realización, el sistema 130 de estimación de dosis puede configurarse para generar automáticamente alertas basadas en umbrales configurables. Los criterios para generar una alerta pueden usar un motor de reglas que puede tener en cuenta la edad, el género, la codificación ICD9/ICD10 y otra información sobre un paciente o procedimiento determinado (por ejemplo, un límite de dosis acumulada específico). De manera más general, los umbrales de dosis pueden ser lo suficientemente flexibles como para reflejar los requisitos legislativos, institucionales o de tratamiento para la monitorización de dosis. En una realización, las estimaciones de dosis resultantes pueden almacenarse como parte de los registros/historial médico del paciente mantenidos por un centro de formación de imágenes, un hospital u otro proveedor.

Además, los umbrales de dosis pueden usarse opcionalmente para crear informes de incidentes dirigidos a los facultativos adecuados. Los informes de incidentes pueden incluir una descripción de un procedimiento y cualquier estimación de dosis que supere una regla o umbral junto con cualquier información complementaria necesaria para proporcionar un contexto para la intervención o la toma de decisiones del facultativo. En una realización, dicho informe puede imprimirse/enviarse por correo electrónico usando una plantilla XML personalizable.

Los fantomas 132 de formación de imágenes pueden proporcionar modelos matemáticos aceptados de porciones de tejido humano, órganos, estructuras, etc. Por ejemplo, los fantomas 132 de formación de imágenes pueden proporcionar un conjunto de curvas elementales racionales no uniformes (NURBS) usadas para crear un modelo tridimensional (3D) de un cuerpo humano (o una porción del mismo). Como alternativa, los fantomas de formación de imágenes pueden representarse usando una geometría sólida constructiva (CSG) u otra representación matemática. En general, pueden proporcionarse diferentes fantomas 132 de formación de imágenes para modelar individuos en función de la edad y el género. Sin embargo, como se ha indicado anteriormente, la geometría virtual y la forma corporal de un fantoma de formación de imágenes seleccionado en función de la edad y/o el género pueden (o no) corresponder al tamaño, forma y posición de órgano de una persona real que tiene un procedimiento TC. En consecuencia, en una realización, el sistema 130 de estimación de dosis puede configurarse para deformar un fantoma virtual para modelar mejor un paciente específico. Las realizaciones a modo de ejemplo para deformar un fantoma 122 de formación de imágenes virtual se explican con mayor detalle a continuación.

Una vez que un fantoma de formación de imágenes se deforma para modelar un individuo específico, el sistema 130 de estimación de dosis puede realizar una simulación para estimar una cantidad de deposición de dosis de primer paso resultante de un procedimiento de escaneo por TC determinado. Por ejemplo, en una realización, puede realizarse una simulación Monte Carlo usando los parámetros de escaneo por TC, los parámetros de procedimiento TC, y el fantoma deformado para llegar a una estimación de la dosis. Sin embargo, también podrían usarse otros enfoques de simulación. Los resultados de una simulación de estimación de dosis determinada pueden almacenarse en la biblioteca 134 de simulaciones.

Por ejemplo, el escáner TC puede parametrizarse para una simulación basada en la corriente y tensión de tubo de rayos X, el modo de escáner TC, el kVp, el ángulo objetivo de generador de rayos X, el ángulo de abanico, la colimación, el espesor de corte, la distancia del foco al eje, unos filtros planos (material y espesor), unos filtros de conformación del haz (material y geometría). Aunque pueden usarse una diversidad de enfoques en el

procedimiento de simulación, en una realización, se usan kVp, ángulo objetivo y filtración para modelar el fantoma de rayos X, como se describe en “Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15 KeV to 300 KeV” de W.J. Iles, Reino Unido, Junta Nacional de Protección Radiológica, NRPB, 1987.

Además, la distancia del foco al eje determina la distancia de la fuente de rayos X al eje de rotación, y el ángulo de abanico determina cómo el haz se propaga ampliamente sobre el plano de corte. Por supuesto, estos (y otros parámetros) pueden seleccionarse como disponibles o según sea necesario para satisfacer las necesidades de un caso específico. Habitualmente, sin embargo, la deposición de energía se almacena por corte para cada región anatómica definida en el fantoma. Puede realizarse una simulación de normalización de un fantoma CTDIvol para cada modelo TC. Esta información de deposición de energía por corte, combinada con las masas para cada región anatómica, es suficiente para calcular la dosis absorbida en cada región para una región de escaneo determinada (usando un subconjunto de nuestra simulación de cuerpo completo).

Sin embargo, realizar una simulación Monte Carlo habitualmente requiere un tiempo de procesamiento sustancial para completar, mucho más tiempo que la realización del escaneo por TC en sí. En consecuencia, en una realización, el sistema 130 de estimación de dosis estima la dosis interpolando entre dos (o más) simulaciones en la biblioteca 134 de simulaciones. Por ejemplo, una dosis de paciente de primer paso puede calcularse usando una interpolación de dispersión multivariada de datos de simulación existentes. La información de la dosis del paciente se perfecciona a medida que se añaden más simulaciones aplicables. De manera similar, pueden añadirse nuevos modelos de escáner a la biblioteca 134 de simulaciones a medida que se obtienen mediciones y especificaciones de calibración de estos escáneres.

La biblioteca 134 de simulaciones proporciona una base de datos de resultados de la simulación Monte Carlo. En una realización, la biblioteca 134 de simulaciones almacena información sobre la deposición de dosis/energía para un conjunto de fantomas, tanto suministrados como deformados para pacientes individuales, para un grupo de escáneres de formación de imágenes médicas compatibles, por ejemplo, modalidades de formación de imágenes por TC, RF, XA, entre otras. En una realización, la biblioteca 134 de simulaciones se usa para proporcionar una búsqueda en tiempo real y/o cálculos de distribuciones de dosis dados los parámetros de adquisición, la descripción del paciente y la región de escaneo.

Como se ha indicado, la biblioteca 134 de simulaciones puede aumentarse de manera automática en el tiempo a medida que se completan simulaciones Monte Carlo adicionales. Por ejemplo, las simulaciones a realizar pueden añadirse a una cola a medida que se producen los exámenes de escaneos por TC. Puede darse prioridad a las simulaciones en un área con pocos puntos de datos existentes. Al hacerlo, mejora la probabilidad de identificar simulaciones a interpolar, es decir, mejora el “espacio” de simulación cubierto por la biblioteca 134 de simulaciones. De manera similar, más simulaciones disponibles en la biblioteca 134 de simulaciones permiten umbrales más estrictos para seleccionar las simulaciones a interpolar en un caso determinado, lo que conduce a una mayor precisión en las estimaciones de dosis.

Obsérvese que, aunque se muestra en la figura 1 como parte de un entorno 100 de escaneo por TC, el sistema 130 de estimación de dosis (y los fantomas 132 y la biblioteca 134) puede proporcionarse como un servicio alojado al que se accede por/desde el entorno 100 de escaneo por TC. Por ejemplo, un centro de formación de imágenes puede usar una interfaz de cliente en el sistema 125 de formación de imágenes (por ejemplo, un portal web seguro o una aplicación cliente especializada) para interactuar con un proveedor de estimación de dosis alojado. Un ejemplo de una realización de este tipo se explica en mayor detalle a continuación con respecto a las figuras 11 y 12.

La figura 2 ilustra un ejemplo de un sistema 125 de formación de imágenes usado para obtener datos de escaneo por TC y gestionar estimaciones de la dosis de paciente, de acuerdo con una realización. Como se muestra, el sistema 125 de formación de imágenes incluye, sin limitación, una unidad 205 de procesamiento central (CPU), una interfaz 214 de sistema TC, una interfaz 215 de red, una interconexión 217, una memoria 225 y un almacenamiento 230. El sistema 125 de formación de imágenes también puede incluir una interfaz 210 de dispositivos de E/S que conecta los dispositivos 212 de E/S (por ejemplo, dispositivos de teclado, pantalla y ratón) al sistema 125 de formación de imágenes.

La CPU 205 recupera y ejecuta instrucciones de programación almacenadas en la memoria 225. De manera similar, la CPU 205 almacena y recupera datos de aplicación que residen en la memoria 225. La interconexión 217 facilita la transmisión de instrucciones de programación y datos de aplicación entre la CPU 205, la interfaz 210 de dispositivos de E/S, el almacenamiento 230, la interfaz 215 de red y la memoria 225. La CPU 205 se incluye para ser representativa de una sola CPU, múltiples CPU, una sola CPU que tiene múltiples núcleos de procesamiento, y similares. Y la memoria 225 se incluye, en general, para ser representativa de una memoria de acceso aleatorio. El almacenamiento 230 puede ser un dispositivo de almacenamiento de unidad de disco. Aunque se muestra como una sola unidad, el almacenamiento 230 puede ser una combinación de dispositivos de almacenamiento fijos y/o desmontables, tales como unidades de disco, dispositivos de almacenamiento de estado sólido (SSD), red conectada (NAS) o una red de área de almacenamiento (SAN). Además, el almacenamiento 230 (o las conexiones a los depósitos de almacenamiento) puede adaptarse a una diversidad de normas para el almacenamiento de datos relacionados con entornos de atención médica (por ejemplo, un depósito PACS).

Como se muestra, la memoria 220 incluye un componente 222 de control de formación de imágenes, un componente 224 de almacenamiento de imágenes, y una interfaz 226 de estimación de dosis. Y el almacenamiento 235, los protocolos 232 de formación de imágenes y los umbrales 234 de alarma. El componente 222 de control de formación de imágenes se corresponde con las aplicaciones de software usadas para realizar un procedimiento de escaneo por TC determinado, como se especifica por un protocolo 232 de formación de imágenes. Los protocolos 232 de formación de imágenes especifican, en general, la posición, el tiempo y la duración para realizar un procedimiento TC específico usando una modalidad de escaneo específica. El componente 224 de almacenamiento de imágenes proporciona un software configurado para almacenar imágenes y datos de TC derivados mientras se realiza un procedimiento TC determinado o que interactúa con un depósito de almacenamiento adecuado para almacenar tales imágenes y datos. Por ejemplo, los datos de escaneo por TC pueden enviarse a través de una conexión TCP/IP (a través de una interfaz de red) a/desde un depósito PACS.

La interfaz 226 de estimación de dosis proporciona componentes de software configurados para interactuar con el sistema 130 de estimación de dosis para obtener una estimación de la dosis de paciente que puede resultar de un procedimiento TC específico. Como se ha indicado, en una realización, la interfaz 226 de estimación de dosis puede interactuar con sistemas locales en el entorno de formación de imágenes por TC. Sin embargo, en una realización alternativa, la interfaz 226 de estimación de dosis puede interactuar con un proveedor de servicios alojado. En tal caso, la interfaz 226 puede enviar solicitudes de estimaciones de la dosis de paciente al proveedor de servicios alojado. Además, tal solicitud puede indicar un fantoma de formación de imágenes, transformaciones en ese fantoma, y el equipo y los protocolos de escaneo por TC que se siguen para un escaneo de formación de imágenes determinado. En cualquier caso, cuando se usa en un sentido predictivo (es decir, antes de realizar un procedimiento), la estimación de la dosis de paciente puede compararse con los umbrales y las reglas de alarma para determinar si debe emitirse alguna alarma antes de que se realice un procedimiento determinado (por ejemplo, una alarma que indica que un procedimiento determinado superará (o probablemente superará) un límite de dosis acumulada para un determinado paciente, órgano o parte del cuerpo, etc.).

La figura 3 ilustra un ejemplo de un sistema 130 de estimación de dosis usado para estimar y hacer un seguimiento de la dosis de paciente acumulada, de acuerdo con una realización. Como se muestra, el sistema 130 de estimación de dosis incluye, sin limitación, una unidad 305 de procesamiento central (CPU), una interfaz 315 de red, una interconexión 320, una memoria 325 y un almacenamiento 330. El sistema 130 de estimación de dosis también puede incluir una interfaz 310 de dispositivos de E/S que conecta los dispositivos 312 de E/S (por ejemplo, dispositivos de teclado, pantalla y ratón) al sistema 130 de estimación de dosis.

Al igual que la CPU 205, la CPU 305 se incluye para ser representativa de una sola CPU, múltiples CPU, una sola CPU que tiene múltiples núcleos de procesamiento, etc., y la memoria 325 se incluye, en general, para ser representativa de una memoria de acceso aleatorio. La interconexión 317 se usa para transmitir instrucciones de programación y datos de aplicación entre la CPU 305, la interfaz 310 de dispositivos de E/S, el almacenamiento 330, la interfaz 315 de red y la memoria 325. La interfaz 315 de red está configurada para transmitir datos a través de la red de comunicaciones, por ejemplo, para recibir solicitudes de un sistema de formación de imágenes para la estimación de dosis. El almacenamiento 330, como una unidad de disco duro o una unidad de almacenamiento de estado sólido (SSD), puede almacenar datos no volátiles.

Como se muestra, la memoria 320 incluye una herramienta 321 de estimación de dosis, que proporciona un conjunto de componentes de software. A modo ilustrativo, la herramienta 321 de estimación de dosis incluye un componente 322 de simulación Monte Carlo, un componente 324 de selección de simulación, un componente 326 de registro/segmentación de imágenes y un componente 328 de interpolación de dosis. Y el almacenamiento 330 contiene datos 332 de fantomas de formación de imágenes, protocolos 334 de formación de imágenes por TC y una biblioteca 336 de simulaciones.

El componente 322 de simulación Monte Carlo está configurado para estimar la dosis de radiación de paciente basándose en una simulación que usa datos 332 de fantomas de formación de imágenes y un conjunto específico de equipos de formación de imágenes por TC y un protocolo 334 de formación de imágenes especificado. Como se ha indicado, en una realización, los datos 332 de fantomas de formación de imágenes pueden deformarse o transformarse de otro modo para adaptarse mejor a las características físicas de un paciente determinado.

El componente 326 de registro/segmentación de imágenes puede estar configurado para determinar un conjunto de transformaciones para deformar los datos 332 de fantomas de formación de imágenes antes de realizar una simulación Monte Carlo usando ese fantoma. Por ejemplo, el componente 326 de registro/segmentación de imágenes puede evaluar una imagen de referencia o de localizador asociada con un fantoma junto con una imagen de localizador de exploración de un paciente usando técnicas de registro de imágenes. El registro de imágenes es el procedimiento para alinear dos imágenes en un sistema de coordenadas común. Un algoritmo de registro de imágenes determina un conjunto de transformaciones para establecer una correspondencia entre las dos imágenes. Una vez que se determinan las transformaciones entre la imagen de exploración del paciente y una imagen de referencia de un fantoma, pueden usarse las mismas transformaciones para deformar el fantoma. Tales deformaciones pueden escalar, trasladar y hacer rotar la geometría del fantoma virtual para que se corresponda con el paciente.

En otra realización, la segmentación de imágenes se usa para identificar un tamaño y una posición relativa de los órganos, los tejidos, y las estructuras anatómicas de un paciente. En tal caso, los datos de escaneo por TC disponibles para un paciente pueden segmentarse para identificar volúmenes geométricos que se cree corresponden a un órgano (u otra estructura de interés). Por ejemplo, en una realización, la segmentación de imágenes puede usarse para identificar un cuadro delimitador que se cree que contiene un órgano o estructura específicos. Pueden usarse otros enfoques de segmentación para proporcionar una región volumétrica 3D más definitiva correspondiente a un órgano o estructura. Una vez identificada, esta información se usa para desplazar la geometría del órgano correspondiente (o estructura de interés) en el fantoma virtual.

Obsérvese que, aunque se muestra como parte del servidor 130 de estimación de dosis, en una realización, el componente 326 de registro/segmentación de imágenes es parte del sistema 125 de formación de imágenes, o de otra parte de la infraestructura informática en una instalación de formación de imágenes. Hacerlo permite a un proveedor que aloja un servicio de estimación de dosis recibir transformaciones para deformar un fantoma virtual determinado, sin recibir tampoco ninguna información que pueda usarse para identificar a un paciente que recibe una tomografía computarizada en una instalación de formación de imágenes. Este enfoque puede simplificar (o eliminar) ciertos requisitos legales o reglamentarios asociados con las entidades que procesan información o registros médicos de salud protegidos.

Después de completar una simulación Monte Carlo, las estimaciones resultantes de la dosis de paciente, junto con los parámetros suministrados al componente 322 de simulación se almacenan en la biblioteca 335 de simulaciones. A su vez, el componente 328 de interpolación de dosis se usa para determinar una estimación de la dosis de paciente a partir de las simulaciones en la biblioteca 335 de simulaciones, sin realizar una simulación Monte Carlo completa. Para hacerlo, el componente 324 de selección de simulación puede comparar los parámetros de un escaneo por TC, el equipo usado para realizar el escaneo por TC y el fantoma de formación de imágenes deformado para representar a un individuo específico. Esta información se usa para identificar un conjunto de dos o (o más) simulaciones para interpolar. Aunque pueden usarse una diversidad de enfoques, en una realización, el componente 324 de selección puede usar una medida de distancia para comparar el fantoma deformado, el procedimiento TC y el equipo de TC con unos en la biblioteca 335 de simulaciones. En una realización, se seleccionan para la interpolación las 2 elecciones más altas (o N más altas). Como alternativa, se selecciona para la interpolación cualquier simulación con una medida de similitud general dentro de un umbral especificado. En tal caso, al ajustar los umbrales, se usan más o menos simulaciones para la interpolación.

Teniendo en cuenta el conjunto de parámetros que describen el escáner y el paciente para un examen (kVp, ángulo objetivo, inclinación del pórtico (gantry), altura, peso, etc.), el sistema permite que se establezcan tolerancias personalizables para cada variable (por ejemplo, el kVp real está dentro de 10 kV de simulación). Cuando se buscan simulaciones, solo se tendrán en cuenta en el cálculo las simulaciones que estén dentro de la tolerancia para todos los parámetros dados. En una realización, los resultados de la simulación pueden interpolarse usando el conocido procedimiento de Shepard. La desviación estándar en el conjunto de resultados de simulación se usa como medida de incertidumbre (por ejemplo, para el conjunto de 5 simulaciones usadas, la dosis absorbida por el pecho tiene una desviación estándar de 0,2 mSv y la dosis absorbida por el hígado tiene una desviación estándar de 0,15 mSv).

La figura 4 ilustra un procedimiento 400 para generar un modelo adecuado para estimar la dosis de radiación de paciente resultante de escaneos por TC, de acuerdo con una realización. Más específicamente, el procedimiento 400 ilustra una realización a modo de ejemplo donde las técnicas de registro de imágenes se usan para deformar un fantoma virtual. Como se muestra, el procedimiento 400 comienza en la etapa 405, donde la herramienta de estimación de dosis selecciona un fantoma virtual con imágenes de localizador premapeadas. Como se ha indicado, el fantoma virtual puede seleccionarse en función de la edad y el género de un individuo que recibe el procedimiento TC en cuestión. En la etapa 410, la herramienta de estimación de dosis recibe una imagen de exploración del individuo para el que se está realizando la estimación de dosis. La imagen de exploración proporciona una proyección de imagen 2D del individuo, tal como una imagen de exploración anterior/posterior y/o lateral tomada por el sistema de escaneo por TC antes de realizar un procedimiento TC completo. Como alternativa, la imagen de exploración podría ser un volumen 3D del individuo obtenido como parte de un procedimiento de escaneo por TC anterior. En la etapa 415, se obtienen las imágenes de localizador premapeadas correspondientes al uso para deformar el fantoma virtual seleccionado. Las imágenes premapeadas pueden seleccionarse en función de las regiones relevantes del paciente a escanear. Por ejemplo, para un paciente que recibirá (o que recibió) un escaneo por TC de tórax, la imagen de referencia seleccionada puede representar esta región de un individuo con una geometría corporal que coincide estrechamente con el fantoma virtual.

La figura 5A ilustra una imagen a modo de ejemplo que representa un fantoma deformable, de acuerdo con una realización. Como se muestra, la imagen 500 proporciona una vista 501 anterior/posterior y una vista 502 lateral de un fantoma de imágenes virtual. Como se muestra en las vistas 501 y 502, la geometría de este fantoma incluye una estructura ósea que representa las costillas 505, la columna 515 vertebral y las piernas 522. Además, las vistas 501 y 502 incluyen una geometría que representa órganos, incluyendo el estómago 510 y un riñón 515. El fantoma virtual (como se representa en las vistas 501 y 502) proporciona una aproximación al tamaño, forma y posición de los órganos, tejidos y estructuras humanos.

Aunque, evidentemente, se trata de una aproximación a la anatomía humana real, se acepta, en general, que los fantomas virtuales proporcionan estimaciones razonablemente precisas de la absorción de dosis. La figura 5B ilustra un ejemplo de una imagen de referencia 2D de una porción de un cuerpo humano correspondiente al fantoma mostrado en la figura 5A, de acuerdo con una realización. Como se muestra, las posiciones, el tamaño y la forma relativos de los huesos, tejidos y órganos, en la imagen de referencia, coinciden con las posiciones correspondientes en el fantoma virtual.

Haciendo referencia de nuevo al procedimiento 400, en la etapa 420, la herramienta de estimación de dosis realiza un procedimiento de registro de imágenes para determinar una transformación entre las imágenes de exploración del paciente y las imágenes de referencia usadas para representar el fantoma virtual. El resultado del registro de imágenes es un mapeo desde puntos en el localizador de exploración 2D a puntos en la imagen de referencia (o viceversa). De manera similar, en casos de una imagen de exploración 3D del paciente (es decir, un escaneo por TC actual o anterior), las técnicas de registro de imágenes 3D pueden mapear puntos entre la imagen de exploración 3D del paciente y los puntos en una imagen de referencia correspondiente al fantoma en un espacio de coordenadas 3D.

En la etapa 425, esta misma transformación se usa para deformar la geometría que representa el fantoma virtual. Al deformar el fantoma virtual usando transformaciones obtenidas del procedimiento de registro de imágenes, el tamaño, la forma y las posiciones de los órganos representados por la geometría del fantoma virtual coinciden con la geometría del paciente real de manera mucho más precisa. Por ejemplo, realizar un procedimiento de registro de imágenes usando la imagen de referencia mostrada en 5B y un localizador de exploración de un paciente proporciona una transformación que puede usarse para deformar el fantoma virtual mostrado en la figura 5A. El fantoma virtual deformado puede usarse para estimar la dosis absorbida por un órgano resultante de un procedimiento TC determinado (antes o después de que se realice dicho procedimiento). Es decir, las estimaciones de dosis obtenidas de una simulación Monte Carlo se adaptan al paciente, siendo también más precisas y consistentes cuando se usan para estimar la dosis de paciente en múltiples escaneos.

La figura 6 ilustra otro procedimiento para generar un modelo adecuado para estimar una dosis de radiación resultante de escaneos por TC, de acuerdo con una realización. Más específicamente, el procedimiento 600 ilustra una realización a modo de ejemplo donde las técnicas de segmentación de imágenes se usan para deformar un fantoma virtual. Al igual que el procedimiento 400, el procedimiento 600 comienza cuando la herramienta de estimación de dosis selecciona un fantoma de formación de imágenes a deformar, por ejemplo, basándose en la edad y género de un paciente (etapa 605). Sin embargo, en lugar de recuperar los localizadores de imagen 2D del paciente, la herramienta de estimación de dosis recibe un volumen de escaneo 3D de alguna porción del paciente (en la etapa 610), por ejemplo, un escaneo por TC procedente de una TC anterior de tórax y abdomen. Una vez obtenida, se usa la segmentación de imágenes para identificar tejidos, órganos, estructuras u otros puntos de referencia en el volumen de imagen (etapa 615). Aunque pueden usarse una diversidad de enfoques de segmentación disponibles, en una realización, la segmentación de imágenes proporciona un cuadro delimitador mínimo que rodea cada órgano o estructura identificados.

En la etapa 620, la herramienta de estimación de dosis hace coincidir los órganos y otros puntos de referencia anatómicos (por ejemplo, la posición del hueso) identificados en la segmentación de escaneo por TC con puntos de referencia correspondientes en el fantoma virtual. Por ejemplo, la figura 7 ilustra un corte a modo de ejemplo de un escaneo por TC superpuesto con un corte correspondiente de un fantoma virtual, de acuerdo con una realización. En este ejemplo, el corte de fantoma virtual 700 incluye una línea 702 que representa el volumen delimitado por el fantoma junto con porciones de corte del corazón 701, los pulmones 703, la columna 704 vertebral y el húmero 705. Sin embargo, la localización y posición del corazón y los pulmones en el fantoma virtual no se corresponden bien con la posición de estos órganos como se representa en la TC. Por ejemplo, la región de espacio abierto de los pulmones (en 706) no coincide con el tamaño o la posición de los pulmones 702 en el fantoma. De manera similar, la línea 702 límite del fantoma no se corresponde bien con el paciente. El uso de este fantoma para estimar la dosis da como resultado, por lo tanto, una absorción de dosis mucho mayor que la que realmente se produciría, debido a que el fantoma no representa las grandes cantidades de tejido adiposo en este paciente.

Al mismo tiempo, otros puntos de referencia del fantoma se alinean bien con el paciente. Por ejemplo, la columna vertebral y los brazos se colocan, en general, tanto en el fantoma (columna vertebral 704, húmero 705) como en la TC. En consecuencia, en la etapa 625, el sistema de estimación de dosis determina un mapa de desplazamiento 3D basado en los puntos de referencia anatómicos o estructurales coincidentes.

Por ejemplo, en la figura 7, el corte 700 de fantoma muestra un fantoma no modificado o no deformado y el corte 710 de fantoma muestra el mismo corte de fantoma después de desplazarse usando el procedimiento de la figura 6 (o después de deformarse usando una técnica de registro de imágenes de acuerdo con el procedimiento de la figura 4).

Como se muestra en el corte 710 de fantoma, después de deformarse usando los volúmenes de órganos identificados y el desplazamiento de un paciente específico, la línea 702' límite sigue ahora más de cerca los contornos del escaneo por TC del paciente, y los pulmones 703' y el corazón 701' del fantoma se han desplazado para reflejar mejor la posición de estos órganos en el escaneo. Al mismo tiempo, otros puntos de referencia

anatómicos, tales como la columna vertebral y el húmero, permanecen en la misma posición general. El fantoma de formación de imágenes mostrado en el corte 700 se muestra superpuesto con el corte de escaneo por TC correspondiente de un paciente en el corte 720. De manera similar, el fantoma deformado mostrado en el corte 710 se muestra superpuesto con el corte de escaneo por TC correspondiente de un paciente en el corte 730.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 6, en la etapa 630, la herramienta de estimación de dosis genera una representación 3D en mapa de bits de los órganos, tejidos y estructuras desplazados del fantoma virtual. Como se ha indicado anteriormente, el fantoma virtual puede describirse como una serie de curvas elementales racionales no uniformes (NURBS), mientras que los datos de escaneo por TC se representan habitualmente como una serie de valores de punto único de coordenadas 3D conocidos como “vóxeles”, abreviatura de “elemento de volumen”, extendiendo vóxel el concepto de píxel a una tercera dimensión, y habiendo una diversidad de enfoques conocidos disponibles para “voxelizar” una recopilación de datos NURB o CSG. Al hacerlo, convierte la representación geométrica o matemática de los datos NURB o CSG en una matriz 3D de valores de vóxel. En una realización, la etapa 630 (la etapa de voxelización) se realiza con el fin de evitar discontinuidades que a menudo son un problema con las simulaciones Monte Carlo en fantomas matemáticos (basados en NURB o CSG). Además, los modelos basados en vóxel son muy adecuados para los procedimientos informáticos basados en GPU para lograr una velocidad mejorada.

Una vez que se genera el fantoma en mapa de bits, puede usarse para estimar la dosis absorbida por un órgano resultante de un procedimiento TC determinado (o antes o después de que se realice un procedimiento de este tipo). Al igual que los enfoques de segmentación de imágenes, las estimaciones de dosis realizadas usando el fantoma deformado usando el enfoque de segmentación se adaptan al paciente, lo que da como resultado estimaciones de dosis más precisas y consistentes, tanto para escaneos individuales como múltiples.

La figura 8 ilustra un ejemplo de un corte transversal de un fantoma de formación de imágenes superpuesto con un corte de TC transversal correspondiente de un paciente, de acuerdo con una realización. En este ejemplo, una vista 800 transversal corresponde a la vista 710 de la figura 7 y una vista 850 transversal corresponde a la vista 730 de la figura 7. La vista transversal se crea componiendo una sección lineal de cortes individuales para crear una imagen longitudinal. Como se muestra, las vistas 800 y 805 transversales proporcionan una vista de longitud completa que incluye componentes no presentes en la imagen TC superpuesta del paciente, por ejemplo, el cerebro 801 y el riñón 802. Como se muestra en la vista 800, un límite 810 del fantoma virtual no se corresponde bien con el contorno del paciente (es decir, con el tamaño del cuerpo delimitado por la piel del paciente). Sin embargo, en la vista 850, se ha desplazado un límite 815 del fantoma para que coincida mejor con los datos de escaneo por TC de referencia de este paciente. De manera similar, también pueden desplazarse los órganos internos, las estructuras y otros tejidos.

Es importante destacar que este ejemplo ilustra que el desplazamiento puede producirse para elementos del fantoma virtual que no son parte de los datos de escaneo por TC del paciente. Por ejemplo, el riñón 802 podría desplazarse por el movimiento de otros órganos para los que están disponibles los datos de escaneo por TC, como se muestra por la posición desplazada del riñón 802’ en la vista 850. Además, este ejemplo ilustra que se necesita un fantoma virtual para estimar la dosis de paciente, incluso cuando los datos de escaneo por TC están disponibles. Esto se produce ya que, aunque el escaneo por TC en este ejemplo se limitó al tórax y el abdomen, la dispersión de rayos X dará como resultado cierta absorción por parte del cerebro, los riñones y otros órganos y tejidos de este paciente. Dicho de otra manera, el fantoma virtual es necesario para estimar la absorción de dosis de órgano para órganos de los que no se han formado imágenes como parte de un escaneo o procedimiento TC determinado.

La figura 9 ilustra otro ejemplo de una segmentación de imágenes TC y un desplazamiento de volumen de órganos para un fantoma de formación de imágenes, de acuerdo con una realización. En este ejemplo, un volumen 900 de TC correspondiente a una formación de imágenes incluye un conjunto de cuadros delimitadores que representan una posición de imagen segmentada para una diversidad de órganos, por ejemplo, el hígado 905, la vesícula 910 biliar y la glándula 915 suprarrenal derecha. Además, el volumen 900 muestra unas flechas que representan el desplazamiento de estos órganos en función de una segmentación de imágenes de los datos de escaneo por TC. En este ejemplo específico, el hígado 905 se ha desplazado hacia abajo y hacia la derecha, mientras que la vesícula 910 biliar se ha desplazado hacia arriba y hacia la parte frontal del hígado 905 y la glándula 915 suprarrenal derecha se ha movido hacia arriba y hacia la izquierda, hacia el espacio anteriormente ocupado por el hígado 905. Además, en este ejemplo, los órganos están representados por cuadros delimitadores, y se desplazan en función de un centroide geométrico. Sin embargo, en una realización alternativa, la segmentación de imágenes (o para el fantoma o para los datos de imágenes TC de un paciente) puede proporcionar un volumen geométrico más preciso que represente un elemento de un tejido orgánico o una estructura corporal. En tal caso, el desplazamiento podría basarse en un centroide de masa del órgano, por ejemplo, cuando el centroide del hígado se localiza a un lado en función de la masa u otro enfoque que represente la topología de un volumen de órgano determinado.

Como se ilustra en este ejemplo, el desplazamiento de un órgano (por ejemplo, el hígado 905) en un fantoma en función de su posición correspondiente en un escaneo por TC de referencia, puede requerir el desplazamiento de otros órganos (por ejemplo, la vesícula 910 biliar y la glándula 915 suprarrenal) como resultado. Esto se produce porque, evidentemente, dos órganos no deberían ocupar el mismo volumen físico cuando el fantoma se usa para realizar un análisis de estimación de dosis. En consecuencia, en una realización, la herramienta de estimación de dosis puede desplazar órganos, tejidos o estructuras hasta alcanzar un “estado estable”.

Obsérvese que las realizaciones a modo de ejemplo ilustradas en las figuras 4 y 6 pueden usarse por separado o conjuntamente para deformar un fantoma virtual. El enfoque específico o la combinación de enfoques seleccionados pueden adaptarse a las necesidades en un caso específico en función de los fantomas de formación de imágenes disponibles, imágenes de referencia en 2D y/o 3D mapeadas, así como en la disponibilidad y el tipo de imágenes de exploración de localizador y/o los datos de escaneo por TC anteriores para un paciente determinado.

En una realización, unos sistemas anfitriones de modelos de proveedor en la nube se usan para realizar las estimaciones de dosis, mantener una biblioteca de simulaciones calculadas, así como ejecutar las simulaciones Monte Carlo para aumentar la biblioteca de simulaciones con nuevos casos. Por ejemplo, la figura 10 ilustra un procedimiento 1000 para un servicio de estimación de dosis para proporcionar estimaciones de dosis de paciente a múltiples proveedores de escaneos por TC.

Como se muestra, el procedimiento 1000 comienza en la etapa 1005 donde el servicio de estimación de dosis recibe un fantoma de imagen (o una referencia a un fantoma de imagen) junto con transformaciones de registro de imágenes 2D o 3D o un campo de desplazamiento volumétrico 3D y una voxelización de fantomas. En una realización alternativa, el servicio de estimación de dosis puede recibir datos que describen el fantoma deformado, tal como las NURBS transformadas resultantes del procedimiento de registro de imágenes 2D o 3D o las técnicas de desplazamiento de campo de TC descritas anteriormente.

En la etapa 1010, el servicio de estimación de dosis recibe parámetros de un sistema de escaneo por TC y un plan de formación de imágenes para un escaneo por TC realizado (o a realizar) en un paciente. Una vez que se reciben los parámetros del paciente, el equipo de escaneo y el proveedor de escaneos por TC, el servicio de estimación de dosis puede identificar dos (o más) simulaciones en la biblioteca que coinciden con el fantoma transformado, los parámetros del sistema de escaneo por TC y el plan de formación de imágenes (etapa 1015). El proveedor puede establecer tolerancias personalizables para cada variable (por ejemplo, el kVp real está dentro de los 10 kV de simulación). Evaluando adicionalmente las simulaciones, solo se tienen en cuenta en el cálculo las simulaciones dentro de la tolerancia para todos (o un conjunto especificado de) los parámetros dados. En una realización, los resultados de la simulación pueden interpolarse usando el conocido procedimiento de Shepard. La desviación estándar en el conjunto de resultados de simulación se usa como medida de incertidumbre (por ejemplo, para el conjunto de 5 simulaciones usadas, la dosis absorbida por el pecho tiene una SD de 0,2 mSv y la dosis absorbida por el hígado tiene una SD de 0,15 mSv).

En la etapa 1020, el servicio de estimación de dosis determina si las simulaciones coincidentes identificadas en la etapa 1015 están dentro de un parámetro de tolerancia (o cumple con otros umbrales o criterios). Si no, entonces el fantoma de imagen (y las deformaciones/transformaciones) y los parámetros recibidos se añaden a una cola de escenarios de paciente/escáner/plan de imágenes para simular (etapa 1025). Como se ha indicado, la simulación puede usar técnicas de simulación Monte Carlo para determinar las estimaciones de la dosis absorbida por órgano adaptada tanto al paciente individual (basándose en el fantoma deformado) como a la instalación de formación de imágenes específica basada en el escáner TC y los datos de calibración/ajuste.

Sin embargo, a medida que crece la biblioteca de simulaciones de un proveedor de SaaS, la mayoría de las solicitudes deberían identificar un conjunto de simulaciones para interpolar. En la etapa 1030, el servicio de estimación de dosis realiza una interpolación de dispersión multivariada usando las simulaciones coincidentes identificadas en la etapa 1015 para estimar la dosis absorbida de órgano para un paciente específico y el procedimiento de escaneo por TC asociado. Obsérvese que dicho análisis puede realizarse mucho más rápidamente que una simulación Monte Carlo completa, permitiendo que las estimaciones de dosis mantengan el ritmo de una secuencia de procedimientos realizados en una instalación (o instalaciones) de formación de imágenes determinada así como proporcionando simultáneamente un procedimiento determinado (por ejemplo, para garantizar que no se superen los límites de dosis acumulada). En una realización, el procedimiento de interpolación de dispersión multivariante actualmente usado se denomina “procedimiento de Shepard”. Se describen ejemplos de este procedimiento por Shepard, Donald (1968) en “A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data”, actas de la conferencia nacional de ACM de 1968, páginas 517-524.

En la etapa 1035, una vez que se ha completado el procedimiento de interpolación, las estimaciones de dosis se devuelven a un sistema solicitante (por ejemplo, un programa cliente de estimación de dosis que se ejecuta en un sistema informático en una instalación de formación de imágenes). En el cliente, un sistema de administración de dosis rastrea dosis equivalentes de órganos del paciente, dosis eficaces, CTDI, DLP, DAP, hasta el nivel de examen. Esta información también se resume para proporcionar un seguimiento acumulativo de dosis equivalentes de órganos, dosis eficaces, CTDI, DLP, DAP para el historial de un paciente determinado. Además, la adición de esta información se usa para proporcionar una presentación a nivel institucional de dosis equivalentes de órganos per cápita, dosis eficaces del paciente, CTDI, DLP, DAP. Por lo tanto, el servicio de estimación de dosis puede proporcionar una amplia diversidad de instalaciones de formación de imágenes. Esta misma información está disponible para una instalación de formación de imágenes que ejecuta una instancia local del sistema de estimación de dosis.

La figura 11 ilustra un ejemplo de una infraestructura 1100 informática para un sistema de servicio de estimación de dosis de pacientes configurado para soportar múltiples proveedores de escaneo por TC, de acuerdo con una

realización. Como se muestra, un proveedor 1125 basado en nube que aloja un servicio 1130 de estimación de dosis recibe solicitudes de estimaciones de dosis a través de una red 1120 desde las instalaciones 1105_{1_2} de formación de imágenes. En cada instalación 1105 de formación de imágenes, se usa un sistema 1110 de TC para proporcionar servicios de formación de imágenes para pacientes. Un cliente 1115 de formación de imágenes/dosis se comunica con el servicio 1130 de estimación de dosis para solicitar y recibir estimaciones de la dosis de paciente, donde las estimaciones de dosis se adaptan en función del procedimiento y del paciente. Como se ha indicado, la solicitud puede incluir parámetros para un procedimiento TC, el equipo y modalidad de escaneo, y un fantoma deformado (o las transformaciones usadas para deformar un fantoma) en función de la morfología corporal del paciente específico.

En el servicio 1130 de estimación de dosis, se usa una biblioteca 1135 de simulaciones para seleccionar simulaciones para interpolar una cantidad de dosis de paciente usando los datos de la solicitud y los módulos de un escáner y procedimientos de TC (en la figura 11 se muestran los datos 1140 del fantoma/sistema de TC). Si no hay disponibles buenas simulaciones candidatas para la interpolación, entonces el servicio 1130 puede añadir la solicitud a una cola de simulaciones para realizar. Las simulaciones Monte Carlo se realizan a continuación en respuesta a la solicitud, proporcionando tanto una estimación de la dosis de paciente para un paciente determinado como un procedimiento de formación de imágenes, así como un nuevo punto de datos de simulación para añadir a la biblioteca 1125.

Ventajosamente, las realizaciones de la invención proporcionan una diversidad de técnicas para estimar las dosis de radiación que resultan de las técnicas de formación de imágenes por rayos X y TC (y otras). Tal como se ha descrito, las técnicas de registro de imágenes y/o las técnicas de segmentación de imágenes pueden usarse para crear un fantoma de formación de imágenes híbrido que coincida más exactamente con la forma y el tamaño del cuerpo de un individuo. Al hacerlo, mejora la precisión de las estimaciones de dosis determinadas a partir de una simulación. Es decir, el fantoma híbrido resultante proporciona una representación matemática mucho más precisa de un paciente específico para su uso en una simulación de dosis que los fantomas no modificados solos.

Una vez que se determinan las transformaciones, el fantoma virtual híbrido puede usarse para simular un procedimiento TC determinado para el paciente. Por ejemplo, las técnicas de simulación Monte Carlo pueden usarse para estimar la dosis absorbida por un órgano para un fantoma virtual. Dichas técnicas de simulación usan el fantoma virtual (transformado en relación con un paciente determinado) junto con una serie de parámetros relacionados con el modelo y procedimiento de escáner TC a realizar con el fin de calcular estimaciones precisas de la dosis absorbida por un órgano. Sin embargo, estimar la dosis absorbida por un órgano usando una simulación Monte Carlo puede requerir cantidades significativas de tiempo de computación, mucho más que el requerido para realizar un escaneo por TC real. En consecuencia, en una realización, las estimaciones de la dosis de paciente determinada para un procedimiento determinado pueden generarse interpolando entre dos (o más) simulaciones completadas previamente. Si no hay simulaciones “cercanas” disponibles, entonces el fantoma virtual híbrido, el escáner TC y los datos de procedimiento pueden añadirse a una cola de simulaciones Monte Carlo completas a realizar. Con el tiempo, una gran biblioteca de simulaciones permite proporcionar estimaciones de dosis en tiempo real a medida que se programan y ejecutan los procedimientos. Hacerlo permite que se capturen las cantidades de dosis acumuladas para un paciente determinado, así como los límites de dosis acumuladas que deben observarse. Además, en una realización, un proveedor de SaaS es un servicio de estimación de dosis alojado proporcionado a múltiples instalaciones de formación de imágenes. En tal caso, el proveedor de servicios puede tener una vasta biblioteca de simulaciones para usar en la interpretación de las estimaciones de dosis para los proveedores de formación de imágenes.

Aunque lo anterior se refiere a realizaciones de la presente invención, pueden concebirse otras realizaciones adicionales de la invención sin alejarse del ámbito básico de la misma, y el ámbito de la misma se determina por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento (1000) implementado por ordenador para determinar una estimación de dosis de radiación absorbida por un individuo que recibe un escaneo de formación de imágenes, comprendiendo el procedimiento:

recibir (1010) un conjunto de parámetros que describen el escaneo de formación de imágenes y un aparato de escaneo de imágenes que se usa para realizar el escaneo de formación de imágenes;
recibir (1005) un fantoma de formación de imágenes deformado correspondiente al individuo; **caracterizado por** evaluar (1015) una pluralidad de simulaciones completadas previamente que estiman la absorción de dosis de radiación; y
tras determinar (1020), basándose en la evaluación, que dos o más de las simulaciones coinciden con el conjunto recibido de parámetros y fantoma de formación de imágenes recibido dentro de una medida de tolerancia especificada, interpolar (1030) las estimaciones de dosis de radiación en las dos o más simulaciones para determinar la estimación de dosis de radiación absorbida por el individuo que recibe el escaneo de formación de imágenes.

2. El procedimiento de la reivindicación 1 que comprende, además, tras determinar que la pluralidad de simulaciones no incluyen al menos dos simulaciones que coincidan con el conjunto recibido de parámetros y fantoma de formación de imágenes recibido dentro de la medida de tolerancia especificada:

realizar una simulación del escaneo de formación de imágenes usando el fantoma de formación de imágenes deformado y el conjunto de parámetros;
estimar, basándose en la simulación, las cantidades de radiación absorbidas por el individuo como resultado de la realización del escaneo de formación de imágenes; y
añadir la simulación realizada a la pluralidad de simulaciones.

3. El procedimiento de la reivindicación 2, en el que el fantoma de formación de imágenes se deforma al determinar, a través de un procedimiento de registro de imágenes, una transformación entre al menos una imagen de localizador asociada con el fantoma de formación de imágenes y al menos una imagen de exploración del individuo.

4. El procedimiento de la reivindicación 2, en el que el fantoma de formación de imágenes se deforma al:

segmentar un escaneo por TC de referencia asociado con el individuo para identificar una posición tridimensional (3D) de una pluralidad de puntos de referencia anatómicos del individuo presentes en el escaneo por TC de referencia,
hacer coincidir uno o más de los puntos de referencia anatómicos identificados en el escaneo por TC de referencia segmentado con los puntos de referencia anatómicos correspondientes en un fantoma de formación de imágenes inicial;
determinar un mapa de desplazamiento tridimensional (3D) a partir de los puntos de referencia anatómicos coincidentes;
voxelizar el fantoma de formación de imágenes inicial; y
transformar el fantoma de formación de imágenes voxelizado para coincidir con el mapa de desplazamiento.

5. Un sistema (130) que comprende:

un procesador (305); y
una memoria (320) que almacena un programa de aplicación configurado para realizar una operación para determinar una estimación de dosis de radiación absorbida por un individuo que recibe un escaneo de formación de imágenes, comprendiendo la operación:

recibir un conjunto de parámetros que describen el escaneo de formación de mágenes y un aparato de escaneo de imágenes que se usa para realizar el escaneo de formación de imágenes,
recibir un fantoma de formación de imágenes deformado correspondiente al individuo, **caracterizado por** evaluar una pluralidad de simulaciones completadas previamente que estiman la absorción de dosis de radiación, y
tras determinar, basándose en la evaluación, que dos o más de las simulaciones coinciden con el conjunto recibido de parámetros y fantoma de formación de imágenes recibido dentro de una medida de tolerancia especificada, interpolar las estimaciones de dosis de radiación en las dos o más simulaciones para determinar la estimación de dosis de radiación absorbida por el individuo que recibe el escaneo de formación de imágenes.

6. El sistema de la reivindicación 5, que comprende además, tras determinar que la pluralidad de simulaciones no incluyen al menos dos simulaciones que coincidan con el conjunto recibido de parámetros y fantoma de formación de imágenes recibido dentro de la medida de tolerancia especificada:

realizar una simulación del escaneo de formación de imágenes usando el fantoma de formación de imágenes deformado y el conjunto de parámetros;
estimar, basándose en la simulación, cantidades de radiación absorbida por el individuo como resultado de la

realización del escaneo de formación de imágenes; y
añadir la simulación realizada a la pluralidad de simulaciones.

7. El sistema de la reivindicación 6, en el que el fantoma de formación de imágenes se deforma al determinar, a través de un procedimiento de registro de imágenes, una transformación entre al menos una imagen de localizador asociada con el fantoma de formación de imágenes y al menos una imagen de exploración del individuo.

8. El sistema de la reivindicación 6 o 7, en el que el fantoma de formación de imágenes se deforma al:

segmentar un escaneo por TC de referencia asociado con el individuo para identificar una posición tridimensional (3D) de una pluralidad de puntos de referencia anatómicos del indiviuo presentes en el escaneo por TC de referencia,
hacer coincidir uno o más de los puntos de referencia anatómicos identificados en el escaneo por TC de referencia segmentado con puntos de referencia anatómicos correspondientes en un fantoma de formación de imágenes inicial;
determinar un mapa de desplazamiento tridimensional (3D) a partir de los puntos de referencia anatómicos coincidentes;
voxelizar el fantoma de formación de imágenes inicial; y
transformar el fantoma de formación de imágenes voxelizado para que coincida con el mapa de desplazamiento.

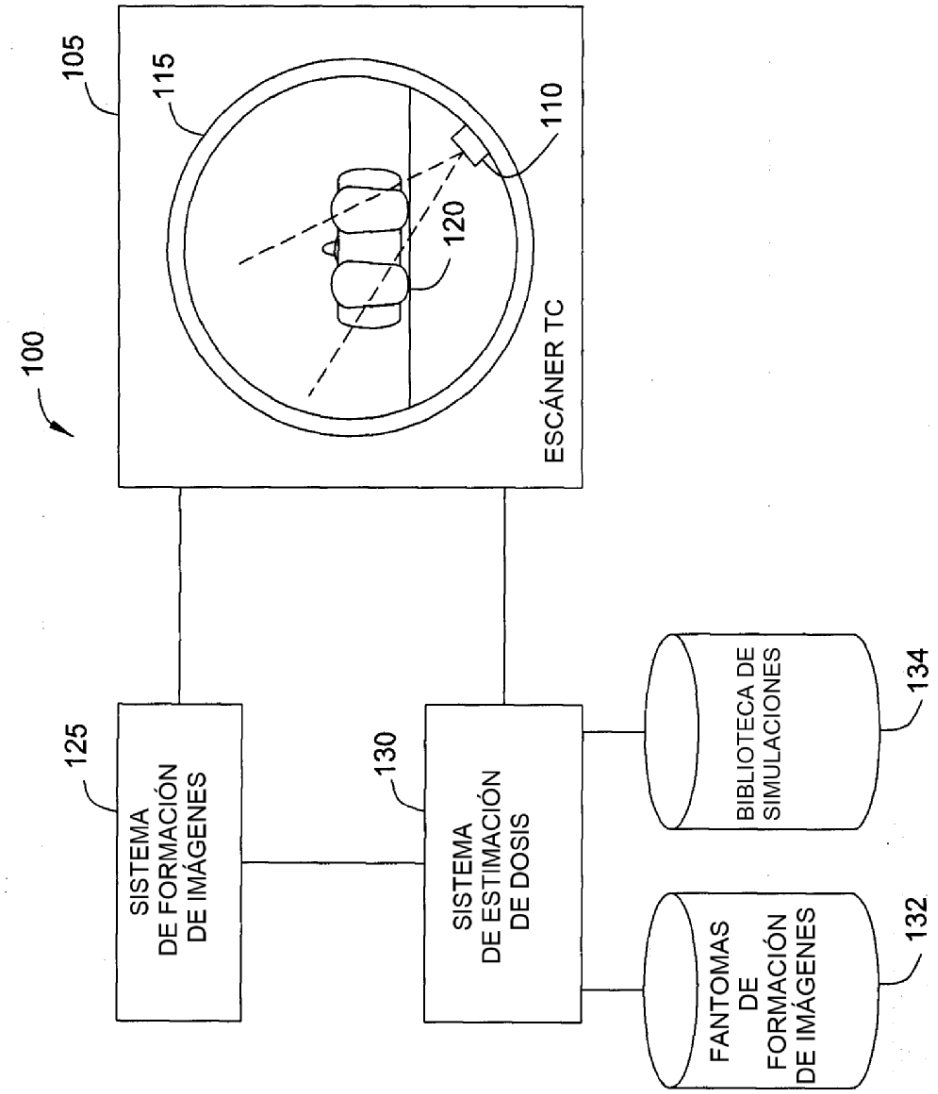
100
105
115
110
120
ESCÁNER TC
125
SISTEMA DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
130
SISTEMA DE ESTIMACIÓN DE DOSIS
BIBLIOTECA DE SIMULACIONES
134
FANTOMAS DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
132

FIG. 1

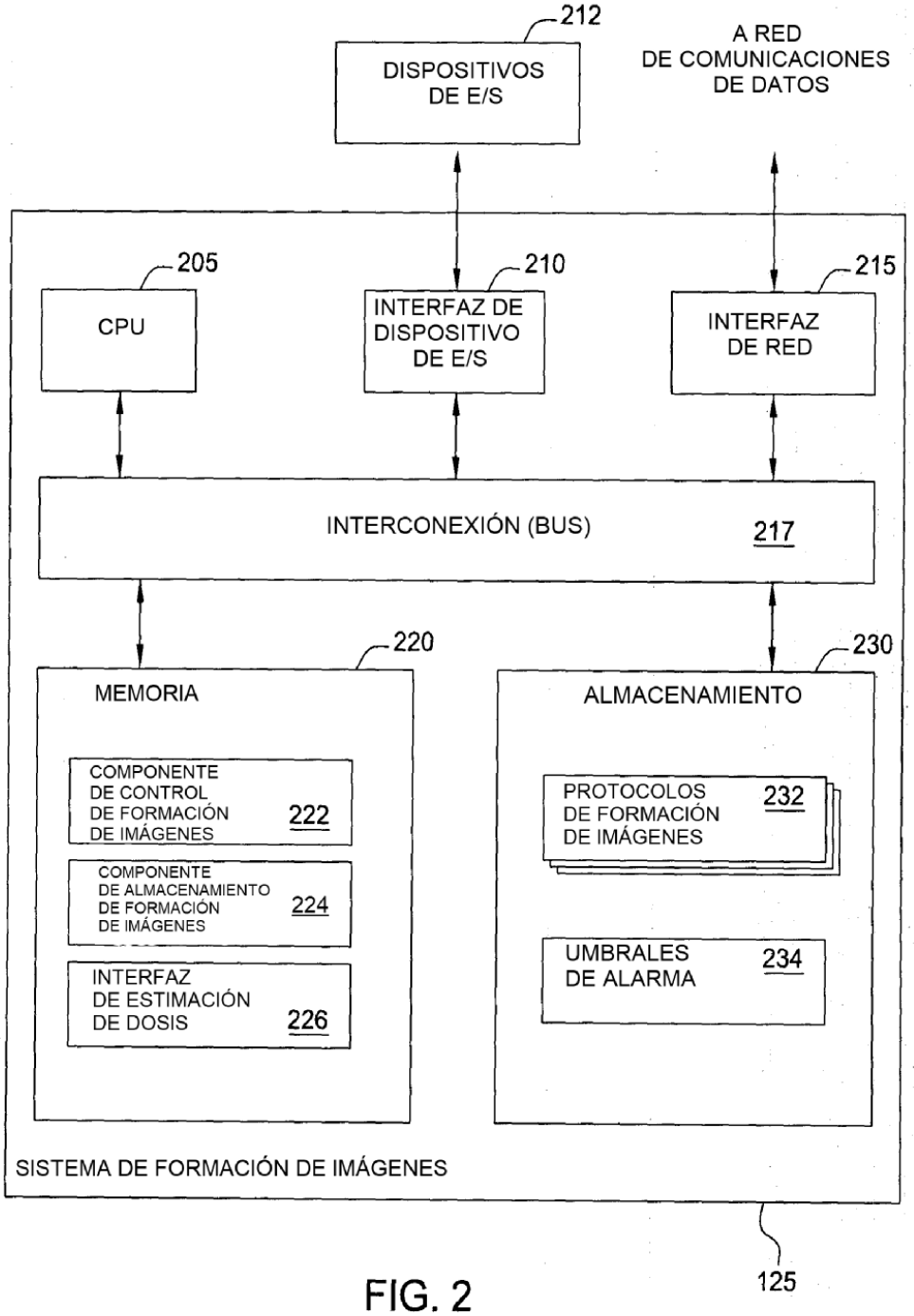
212
DISPOSITIVOS DE E/S
A RED DE COMUNICACIONES DE DATOS
205
CPU
210
INTERFAZ DE DISPOSITIVO DE E/S
215
INTERFAZ DE RED
INTERCONEXIÓN (BUS)
217
220
MEMORIA
COMPONENTE DE CONTROL DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
222
COMPONENTE DE ALMACENAMIENTO DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
224
INTERFAZ DE ESTIMACIÓN DE DOSIS
226
230
ALMACENAMIENTO
PROTOCOLOS DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
232
UMBRALES DE ALARMA
234
SISTEMA DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
125

FIG. 2

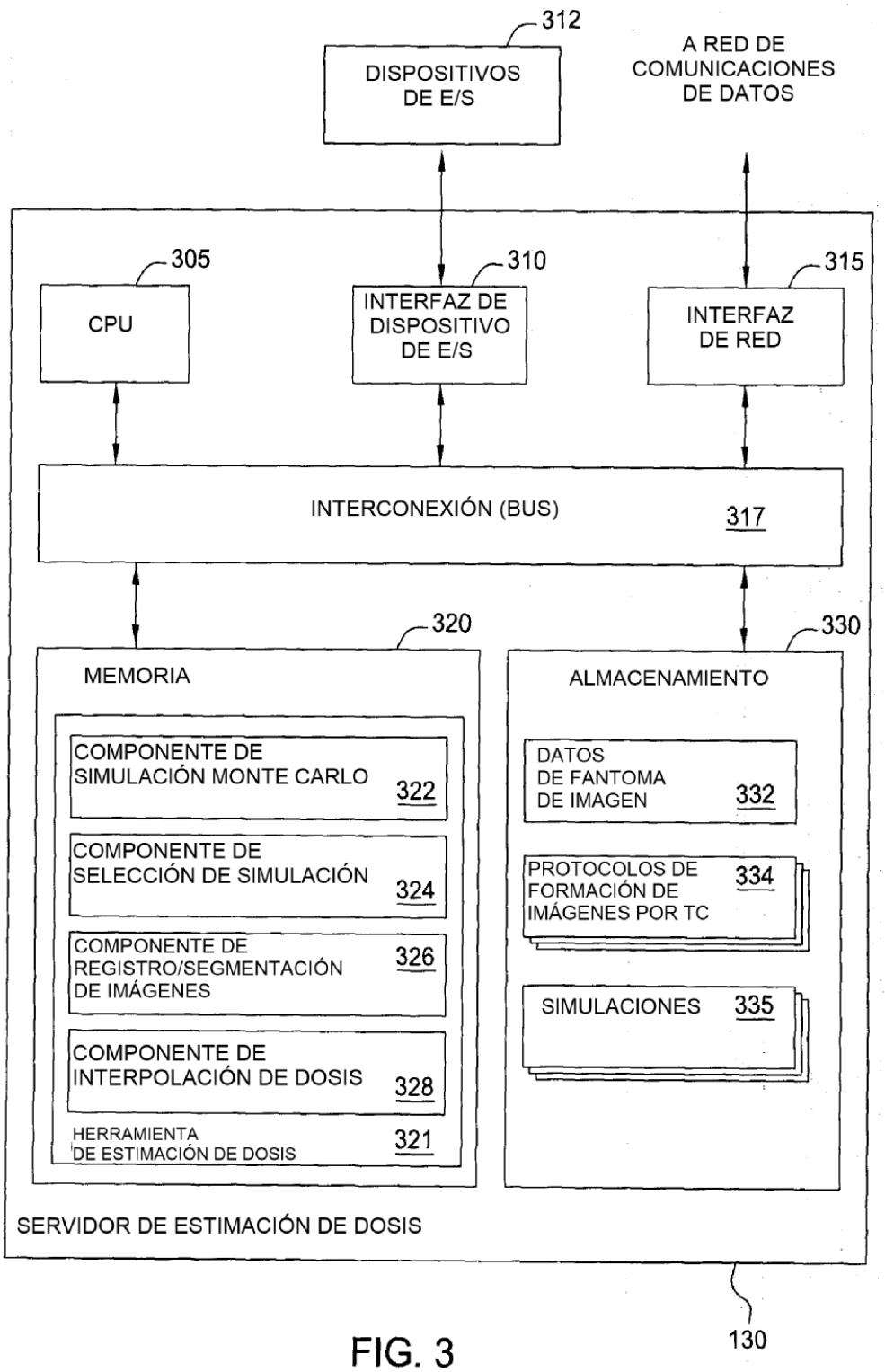
312
DISPOSITIVOS DE E/S
A RED DE COMUNICACIONES DE DATOS
305
CPU
310
INTERFAZ DE DISPOSITIVO DE E/S
315
INTERFAZ DE RED
INTERCONEXIÓN (BUS)
317
320
MEMORIA
COMPONENTE DE SIMULACIÓN MONTE CARLO
322
COMPONENTE DE SELECCIÓN DE SIMULACIÓN
324
COMPONENTE DE REGISTRO/SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES
326
COMPONENTE DE INTERPOLACIÓN DE DOSIS
328
HERRAMIENTA DE ESTIMACIÓN DE DOSIS
321
330
ALMACENAMIENTO
DATOS DE FANTOMA DE IMAGEN
332
PROTOCOLOS DE FORMACIÓN DE IMÁGENES POR TC
334
SIMULACIONES
335
SERVIDOR DE ESTIMACIÓN DE DOSIS
130

FIG. 3

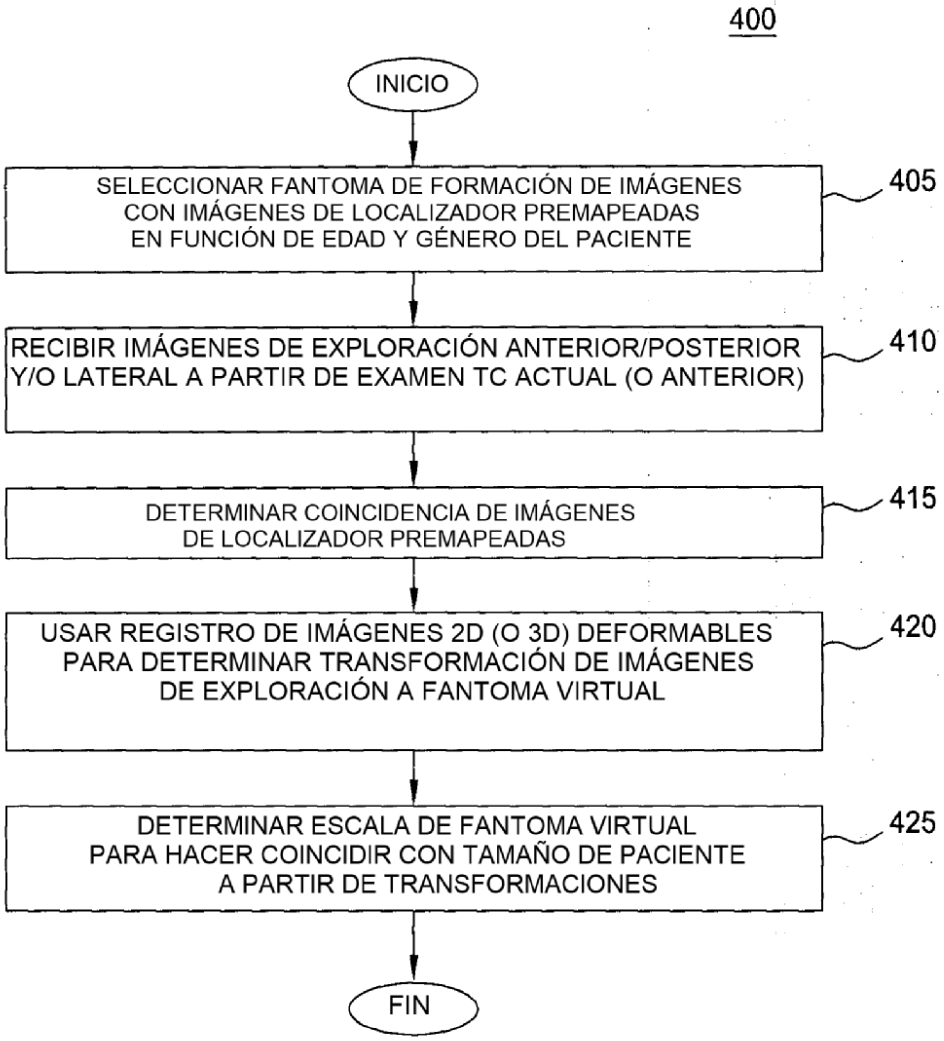
400
INICIO
SELECCIONAR FANTOMA DE FORMACIÓN DE IMÁGENES CON IMÁGENES DE LOCALIZADOR PREMAPEADAS EN FUNCIÓN DE EDAD Y GÉNERO DEL PACIENTE
405
RECIBIR IMÁGENES DE EXPLORACIÓN ANTERIOR/POSTERIOR Y/O LATERAL A PARTIR DE EXAMEN TC ACTUAL (O ANTERIOR)
410
DETERMINAR COINCIDENCIA DE IMÁGENES DE LOCALIZADOR PREMAPEADAS
415
USAR REGISTRO DE IMÁGENES 2D (O 3D) DEFORMABLES PARA DETERMINAR TRANSFORMACIÓN DE IMÁGENES DE EXPLORACIÓN A FANTOMA VIRTUAL
420
DETERMINAR ESCALA DE FANTOMA VIRTUAL PARA HACER COINCIDIR CON TAMAÑO DE PACIENTE A PARTIR DE TRANSFORMACIONES
425
FIN

FIG. 4

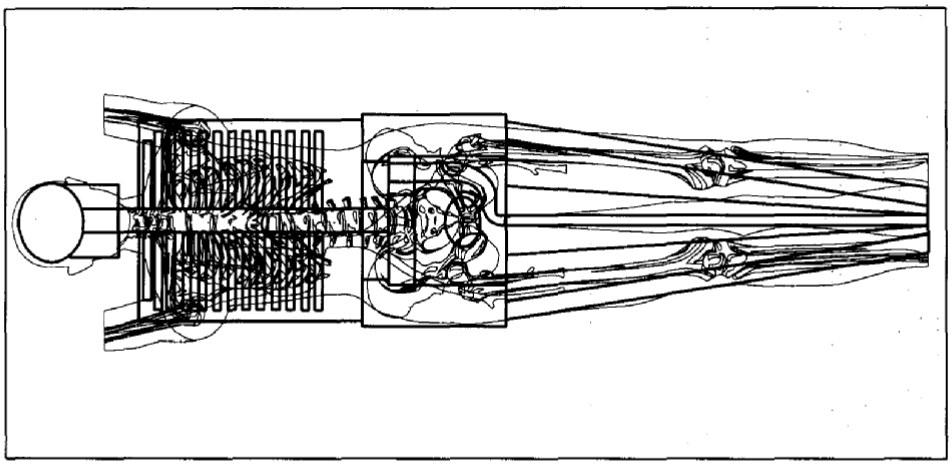

FIG. 5B

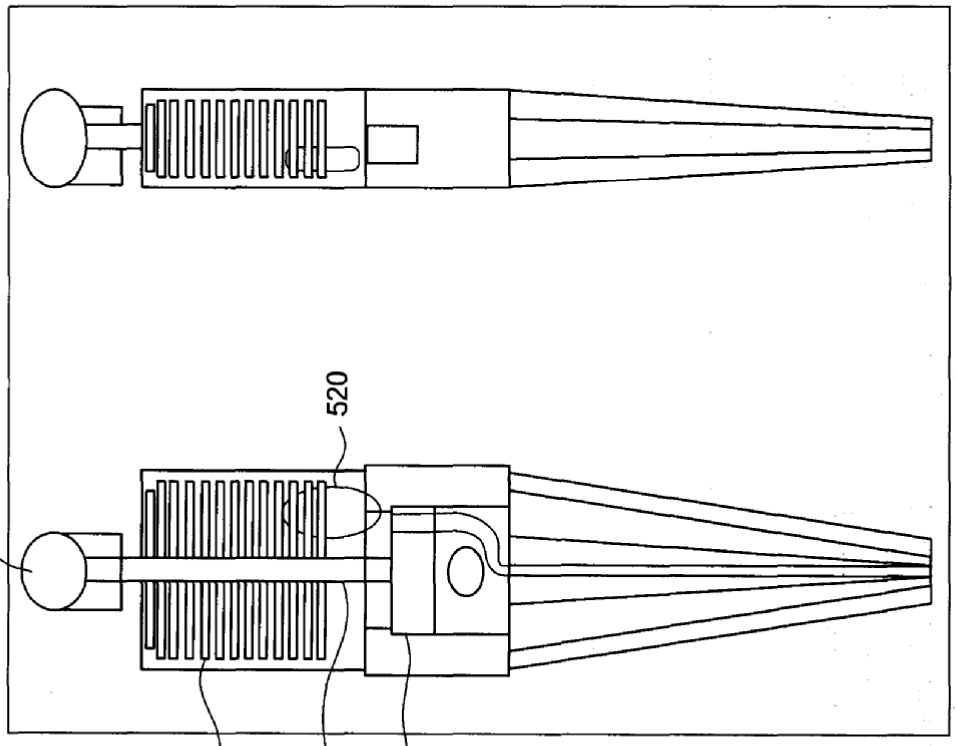

FIG. 5A

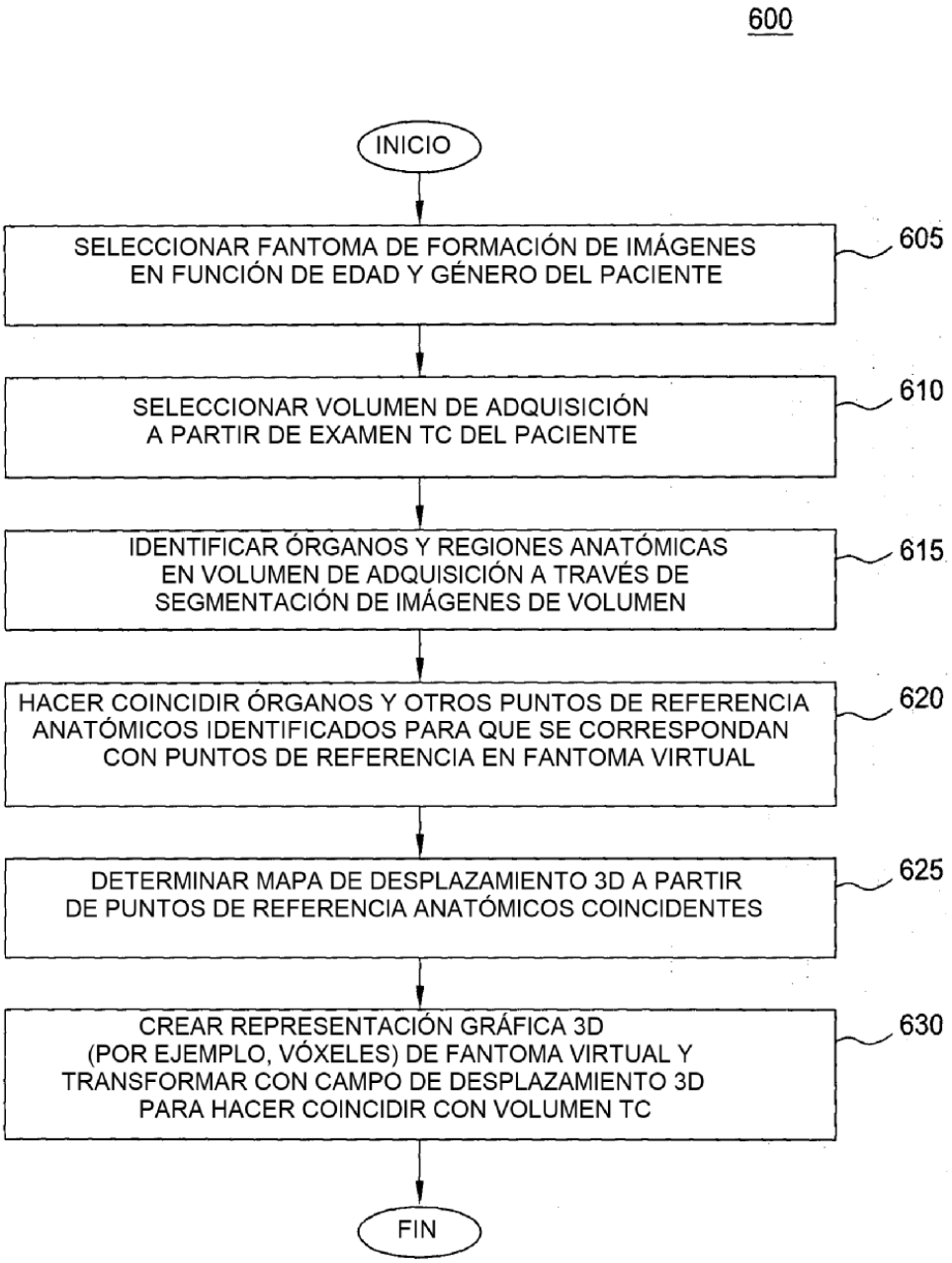
600
INICIO
SELECCIONAR FANTOMA DE FORMACIÓN DE IMÁGENES EN FUNCIÓN DE EDAD Y GÉNERO DEL PACIENTE
605
SELECCIONAR VOLUMEN DE ADQUISICIÓN A PARTIR DE EXAMEN TC DEL PACIENTE
610
IDENTIFICAR ÓRGANOS Y REGIONES ANATÓMICAS EN VOLUMEN DE ADQUISICIÓN A TRAVÉS DE SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES DE VOLUMEN
615
HACER COINCIDIR ÓRGANOS Y OTROS PUNTOS DE REFERENCIA ANATÓMICOS IDENTIFICADOS PARA QUE SE CORRESPONDAN CON PUNTOS DE REFERENCIA EN FANTOMA VIRTUAL
620
DETERMINAR MAPA DE DESPLAZAMIENTO 3D A PARTIR DE PUNTOS DE REFERENCIA ANATÓMICOS COINCIDENTES
625
CREAR REPRESENTACIÓN GRÁFICA 3D (POR EJEMPLO, VÓXELES) DE FANTOMA VIRTUAL Y TRANSFORMAR CON CAMPO DE DESPLAZAMIENTO 3D PARA HACER COINCIDIR CON VOLUMEN TC
630
FIN

FIG. 6

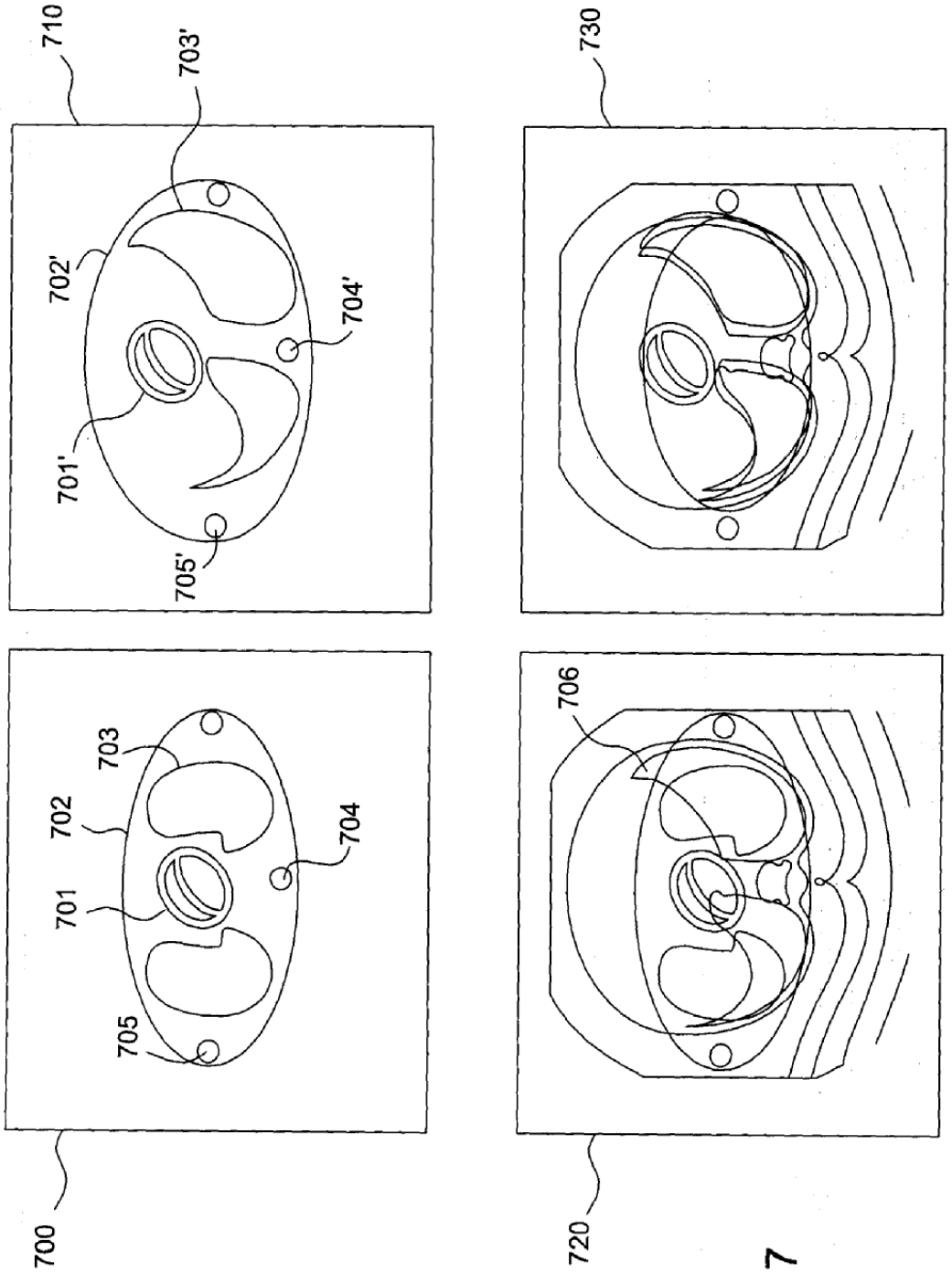

FIG. 7

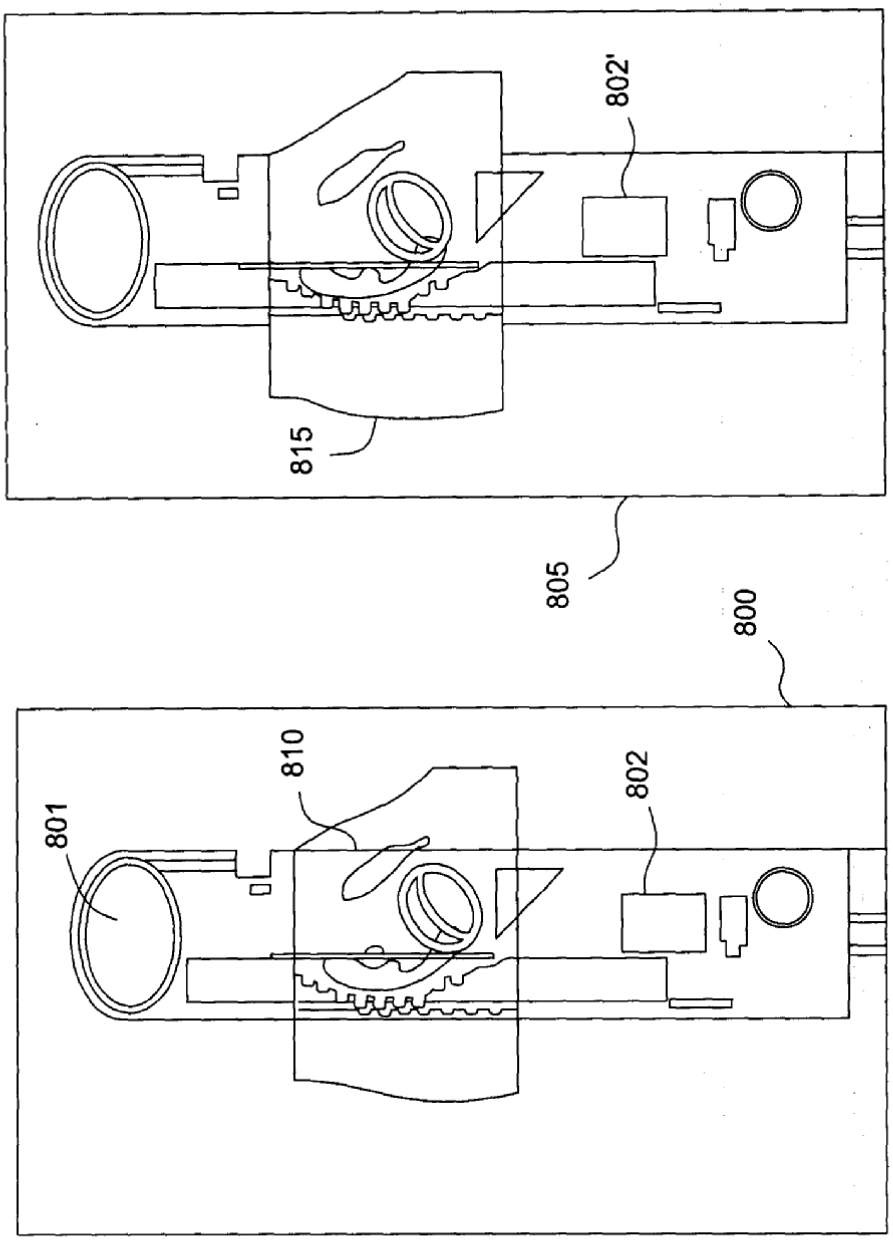

FIG. 8

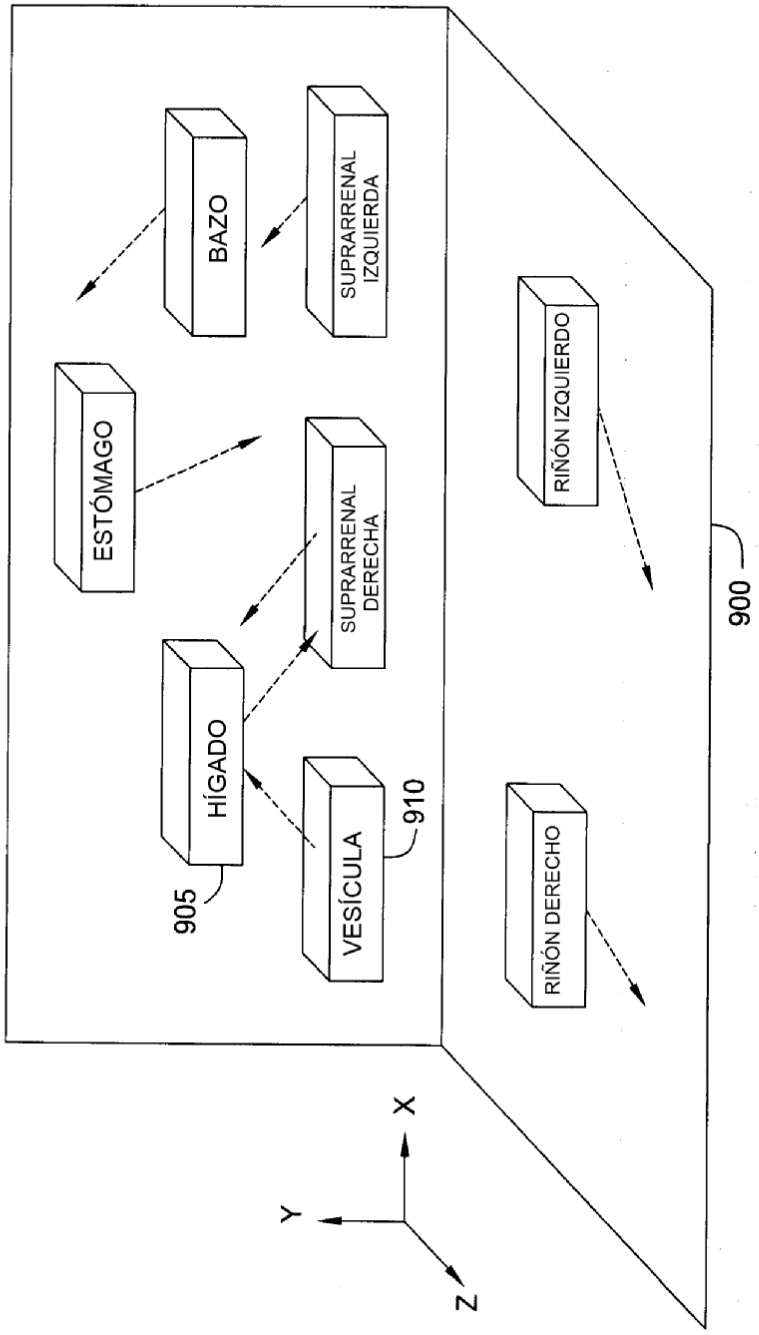
BAZO
SUPRARRENAL IZQUIERDA
ESTÓMAGO
SUPRARRENAL DERECHA
HÍGADO
VESÍCULA
905
910
RIÑÓN IZQUIERDO
RIÑÓN DERECHO
900
X
Y
Z

FIG. 9

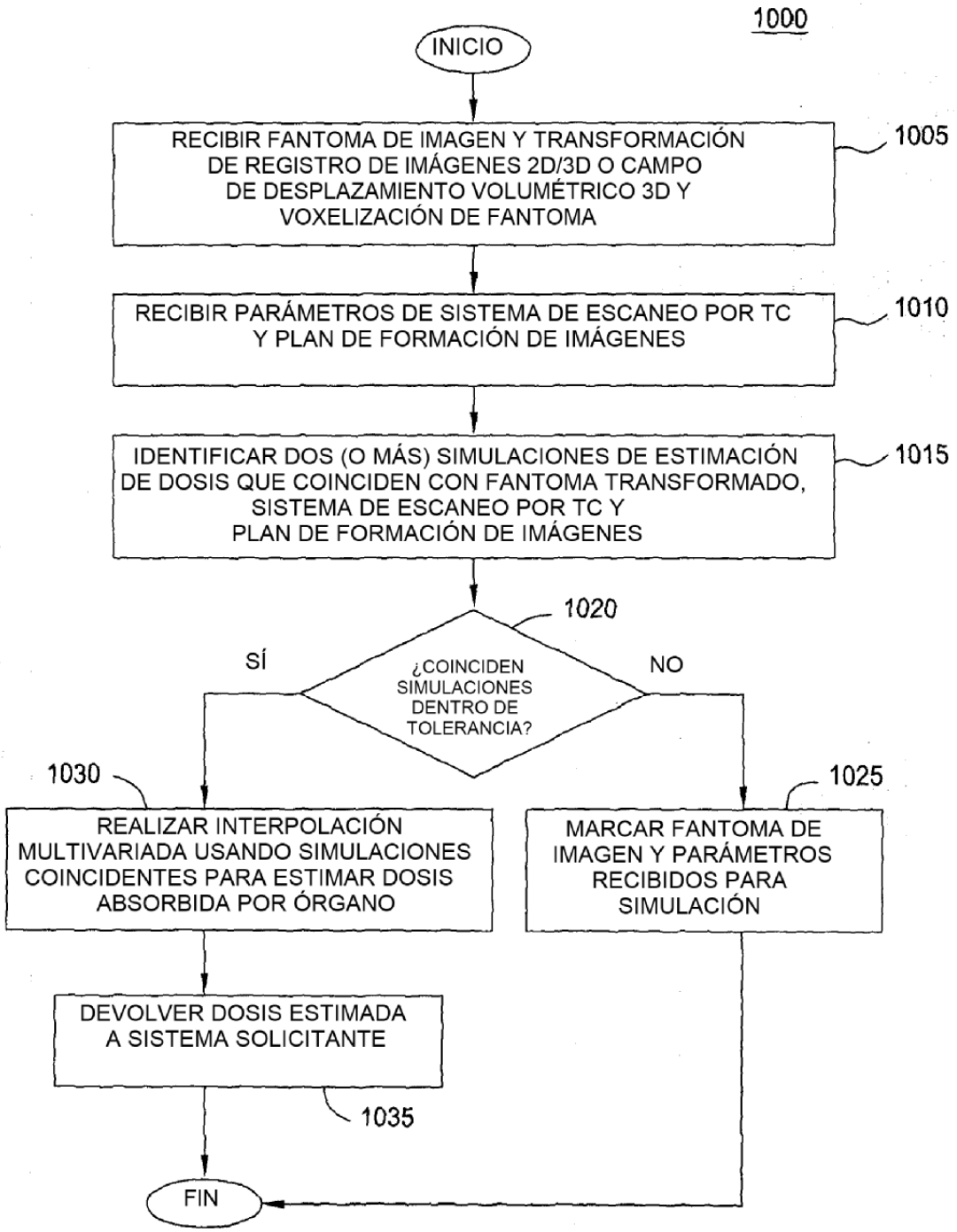
1000
INICIO
RECIBIR FANTOMA DE IMAGEN Y TRANSFORMACIÓN DE REGISTRO DE IMÁGENES 2D/3D O CAMPO DE DESPLAZAMIENTO VOLUMÉTRICO 3D Y VOXELIZACIÓN DE FANTOMA
1005
RECIBIR PARÁMETROS DE SISTEMA DE ESCANEO POR TC Y PLAN DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
1010
IDENTIFICAR DOS (O MÁS) SIMULACIONES DE ESTIMACIÓN DE DOSIS QUE COINCIDEN CON FANTOMA TRANSFORMADO, SISTEMA DE ESCANEO POR TC Y PLAN DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
1015
1020
¿COINCIDEN SIMULACIONES DENTRO DE TOLERANCIA?
SÍ
NO
1030
REALIZAR INTERPOLACIÓN MULTIVARIADA USANDO SIMULACIONES COINCIDENTES PARA ESTIMAR DOSIS ABSORBIDA POR ÓRGANO
1025
MARCAR FANTOMA DE IMAGEN Y PARÁMETROS RECIBIDOS PARA SIMULACIÓN
DEVOLVER DOSIS ESTIMADA A SISTEMA SOLICITANTE
1035
FIN

FIG. 10

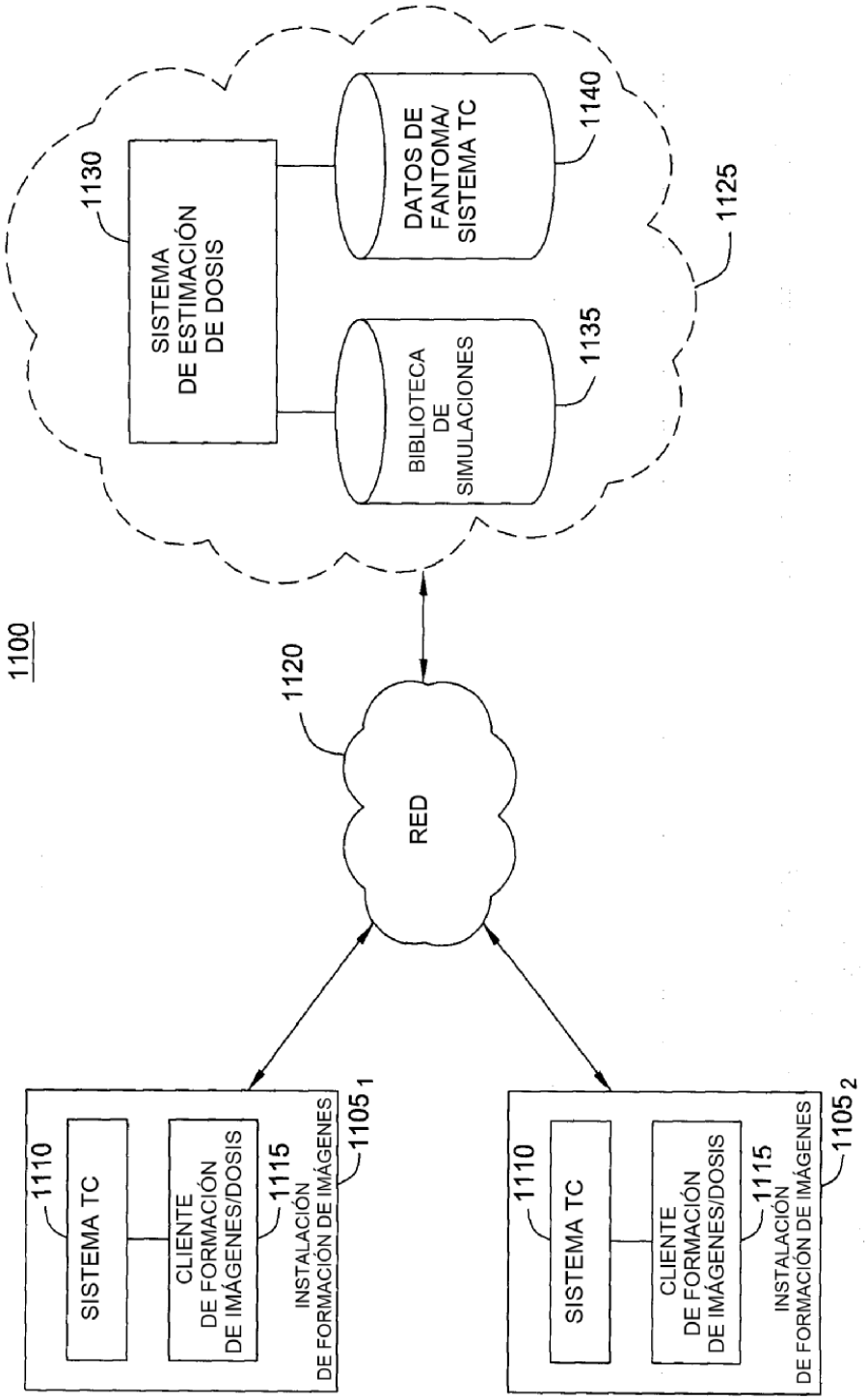
1100
1130
SISTEMA DE ESTIMACIÓN DE DOSIS
DATOS DE FANTOMA/ SISTEMA TC
1140
1125
BIBLIOTECA DE SIMULACIONES
1135
1120
RED
1110
SISTEMA TC
CLIENTE DE FORMACIÓN DE IMÁGENES/DOSIS
1115
INSTALACIÓN DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
1105 1
1110
SISTEMA TC
CLIENTE DE FORMACIÓN DE IMÁGENES/DOSIS
1115
INSTALACIÓN DE FORMACIÓN DE IMÁGENES
1105 2

FIG. 11