

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 754 325**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/03** (2006.01)

**H05G 1/00** (2006.01)

**G06K 9/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.01.2015 PCT/US2015/011628**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.07.2015 WO15112425**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.01.2015 E 15739891 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2019 EP 3099238**

54 Título: **Dispositivo de imagenología radiológica con sensores avanzados**

30 Prioridad:

**27.01.2014 US 201461932028 P**  
**03.07.2014 US 201414323808**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**17.04.2020**

73 Titular/es:

**EPICA INTERNATIONAL, INC. (100.0%)**  
**2753 Camino Capistrano, Suite A-101**  
**San Clemente, CA 92672, US**

72 Inventor/es:

**STOUTENBURGH, GREGORY, WILLIAM;**  
**FORTUNA, DAMIANO y**  
**MANETTI, LEONARDO**

74 Agente/Representante:

**AZAGRA SAEZ, María Pilar**

ES 2 754 325 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**

Dispositivo de imagenología radiológica con sensores avanzados

5 **ANTECEDENTES**

**Campo**

10 Los aspectos ejemplares de esta invención se refieren, en general, a la obtención de imágenes radiológicas y, más particularmente, a un procedimiento, sistema, aparato y programa de ordenador para efectuar un escaneo de cuerpo completo y reconstruir una imagen de todo el cuerpo de un paciente o una extensa porción del mismo.

**DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA RELACIONADA**

15 Los dispositivos de imagenología radiológica de cuerpo completo comprenden una cama sobre la que se coloca al paciente; un llamado brazo de exploración que presenta una cavidad en la que se inserta la porción a analizar y es adecuado para efectuar las imágenes del paciente; y una estación de control adecuada para controlar el funcionamiento del dispositivo. Los documentos de los EE.UU. 6940948, 2013058459, 4928297 y 201289094, los cuales describen respectivamente un dispositivo de imagenología radiológica según el preámbulo de la reivindicación 1, describen ejemplos de estos dispositivos.

20 En particular, el brazo comprende una fuente adecuada para emitir radiación al dar la orden, como rayos X, y un detector adecuado para recibir la radiación después de que ha atravesado el cuerpo del paciente y enviar una señal adecuada para permitir la visualización de la anatomía interna del paciente.

25 Por lo general, dada la necesidad de visualizar partes extensas del cuerpo, el detector utilizado es un sensor de panel plano, cuyo sensor de panel plano presenta una superficie de detección particularmente extensa, la cual, en algunos casos, supera los 1600 cm<sup>2</sup>.

30 Por ejemplo, los sensores de panel plano pueden ser de un tipo de conversión directa y comprender un panel adecuado para recibir rayos X emitidos por la fuente y para producir una serie de cargas eléctricas en respuesta, una matriz segmentada de transistores de película delgada (TFT) en silicio amorfo que recibe las cargas eléctricas antes mencionadas y un sistema de lectura electrónica. Los sensores de panel plano también pueden ser de un tipo de conversión indirecta y comprender una capa adecuada para recibir rayos X emitidos por la fuente y para producir una serie de fotones de luz en respuesta (por ejemplo, mediante el centelleo), una matriz segmentada de fotodetectores (por ejemplo, TFT, semiconductores complementarios de óxido metálico (CMOS), dispositivos de acoplamiento de carga (CCD) y similares) que convierten los fotones de luz antes mencionados en cargas eléctricas y un sistema de lectura electrónica. Cuando la radiación ha impactado en todo el sensor de panel plano, el sistema de lectura electrónica determina la cantidad de carga eléctrica recibida mediante cada segmento de TFT de un sensor de panel plano de conversión directa o la cantidad de carga eléctrica generada mediante cada fotodetector de un sensor de panel plano del tipo de conversión indirecta y, en consecuencia, genera una matriz de números que representan la imagen digital.

45 Sin embargo, los sensores de panel plano generalmente no pueden absorber radiación de manera continua, lo que se debe, por ejemplo, a la interacción particular entre las cargas y la matriz segmentada de TFT en el silicio amorfo. Por consiguiente, a fin de efectuar un escaneo de cuerpo completo del cuerpo de un paciente, la adquisición de imágenes del cuerpo del paciente se divide en una secuencia de imágenes bidimensionales, las cuales después se reconstruyen en un escaneo de cuerpo completo. En particular, la reconstrucción puede requerir aproximar las porciones del cuerpo ubicadas en bordes entre dos imágenes sucesivas. Además, otras porciones del cuerpo podrían tener que reconstruirse por medio de la aproximación de una serie de imágenes de estas porciones. Como resultado, la utilización de sensores de panel plano de esta manera convencional resulta en imágenes radiológicas de baja calidad, particularmente en el caso del escaneo de cuerpo completo.

55 Por otra parte, la calidad de los escaneos de cuerpo completo convencionales también se reduce como resultado de la radiación difusa, llamada parasítica, que se forma por medio de las interacciones entre los rayos X y la materia, lo que impacta contra el detector y así degrada la calidad de la imagen. A fin de reducir la incidencia de la radiación parasítica, los dispositivos de imagenología radiológica convencionales a menudo se equipan con rejillas antiodifusoras compuestas por placas de plomo delgadas dispuestas de manera fija y paralela entre sí, a fin de evitar que los rayos difusos alcancen el sensor de panel plano.

60 Sin embargo, dichas rejillas son efectivas solo parcialmente a la hora de remediar los efectos de la radiación parasítica en la calidad de la imagen. Además, la utilización de las rejillas antiodifusoras impone la utilización de una

dosis más alta, posiblemente aumentando así el peligro de provocar una enfermedad.

Por otra parte, los dispositivos radiológicos convencionales se caracterizan por presentar altos costos de producción y una construcción altamente compleja.

5

**RESUMEN**

Las limitaciones existentes asociadas con lo anterior, así como también otras limitaciones, pueden superarse mediante un procedimiento para operar un dispositivo de imagenología radiológica y mediante un sistema, un aparato y un programa de ordenador que operan según el procedimiento.

En una realización ejemplar de esta invención, un dispositivo de imagenología radiológica comprende un brazo que define una zona de análisis en la que se coloca al menos parte de un paciente, una fuente adecuada para emitir una radiación que pasa a través de al menos parte del paciente, con la radiación definiendo un eje central de propagación, un detector adecuado para recibir la radiación, un mecanismo de desplazamiento adaptado para desplazar la fuente y el detector en una dirección de movimiento sustancialmente perpendicular al eje central de propagación y una unidad de control. La unidad de control se adapta para adquirir una imagen de señales de datos recibidas continuamente desde el detector, mientras que el mecanismo de desplazamiento desplaza continuamente la fuente que emite la radiación y el detector que recibe la radiación, a fin de escanear la, al menos, parte del paciente.

El detector incluye al menos un primer sensor lineal que presenta una primera superficie sensible y un segundo sensor lineal que presenta una segunda superficie sensible, donde las superficies sensibles se superponen parcialmente a lo largo de la dirección de movimiento. En algunas realizaciones ejemplares de esta invención, una zona de superposición correspondiente a la superposición de las superficies sensibles se posiciona sustancialmente en el eje central de propagación.

En algunas realizaciones ejemplares de esta invención, el detector incluye una unidad de inversión adaptada para rotar al menos el primer o el segundo sensor lineal. En una realización ejemplar adicional de esta invención, la unidad de inversión rota al menos el primer o el segundo sensor lineal en relación con un eje de rotación sustancialmente paralelo al eje central de propagación.

En incluso otra realización ejemplar de esta invención, el detector incluye al menos un sensor de panel plano que presenta una superficie sensible a la radiación y operable en al menos un modo de panel plano y un modo de sensor lineal.

En una realización ejemplar de esta invención, el dispositivo de imagenología radiológica además comprende una cama adecuada para soportar al paciente y definir un eje de extensión.

Además, en otra realización ejemplar de esta invención, la dirección de movimiento es sustancialmente paralela al eje de extensión definido por la cama.

En una realización ejemplar de esta invención, el mecanismo de desplazamiento incluye una guía lineal.

En incluso otra realización ejemplar de esta invención, el dispositivo de imagenología radiológica además comprende un mecanismo de rotación adaptado para rotar la fuente y el detector en relación con el eje de extensión. En una realización ejemplar adicional de esta invención, el mecanismo de rotación incluye un rotor de imán permanente conectado a la fuente y al detector.

En una realización ejemplar de esta invención, el dispositivo de imagenología radiológica además comprende una cama adecuada para soportar al paciente y definir un eje de extensión; un mecanismo de rotación adaptado para rotar la fuente y el detector en relación con el eje de extensión; y al menos un láser de posicionamiento montado en el brazo que proyecta un marcador de guía de posicionamiento sobre el paciente; donde la unidad de control se adapta para configurar, en base a la información recibida, al menos uno de una energía de la radiación y un filtro de radiación dispuesto para absorber al menos una porción de la radiación antes de que la radiación pase a través de al menos parte del paciente, y donde el detector incluye al menos un sensor de panel plano que presenta una superficie sensible a la radiación y operable en al menos un modo de panel plano y un modo de sensor lineal.

El dispositivo de imagenología radiológica puede ser útil para efectuar escaneos de cuerpo completo de alta calidad con una dosis reducida de radiación. El dispositivo de imagenología también puede construirse con costos de producción reducidos y menor complejidad.

Las características y ventajas adicionales, así como también la estructura y operación de varias realizaciones de esta invención se describirán con detalles a continuación, con referencia a los dibujos adjuntos.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 5 Las características de las realizaciones ejemplares de esta invención son claramente evidentes a partir de las descripciones detalladas de las mismas, con referencia a los dibujos adjuntos.
- 10 La fig. 1 ilustra un dispositivo de imagenología radiológica.
- La fig. 2a ilustra una sección transversal de una realización ejemplar del dispositivo de imagenología radiológica de la fig. 1.
- 15 La fig. 2b es una tabla que muestra relaciones predeterminadas para configurar una fuente de rayos X, según una realización ejemplar de esta invención.
- La fig. 2c representa un subconjunto de la fuente del dispositivo de imagenología de la fig. 1, según una realización ejemplar de esta invención.
- 20 La fig. 3 a ilustra un subconjunto del detector del dispositivo de imagenología de la fig. 1, según una realización ejemplar de esta invención.
- La fig. 3b ilustra un subconjunto del detector del dispositivo de imagenología de la fig. 1, según una realización ejemplar de esta invención.
- 25 La fig. 4 ilustra imágenes adquiridas por el subconjunto del detector de las fig. 3a y 3b.
- La fig. 5a ilustra un modo de matriz de un conjunto de sensor de panel plano del dispositivo de imagenología de la fig. 1, según otra realización ejemplar de esta invención. La fig. 5b ilustra un modo de sensor lineal de un conjunto de sensor de panel plano del dispositivo de imagenología de la fig. 1, según otra realización ejemplar de esta invención.
- 30 La fig. 6 ilustra un subconjunto del brazo, con una porción recortada, según una realización ejemplar del dispositivo de imagenología radiológica de la fig. 1.
- 35 La fig. 6b ilustra una vista en perspectiva del subconjunto del brazo que se muestra en la fig. 6a.
- La fig. 7 es un diagrama de flujo de un procedimiento de imagenología, según una realización ejemplar de esta invención.
- 40 La fig. 8 ilustra un diagrama de bloque de un sistema de ordenador ejemplar del sistema de imagenología radiológica que se muestra en la fig. 1.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERIDAS

- 45 Con referencia a dichos dibujos, el número de referencia 1 denota de manera general un dispositivo de imagenología radiológica. En particular, el dispositivo de imagenología radiológica 1 es útil para el ámbito médico/veterinario para efectuar una reconstrucción gráfica de al menos una porción del cuerpo del paciente. En una realización ejemplar de esta invención, el dispositivo de imagenología radiológica 1 es adecuado para efectuar un escaneo de cuerpo completo, es decir, una reconstrucción gráfica de todo el cuerpo o una porción extensa del mismo.
- 50 La fig. 1 ilustra una realización ejemplar del dispositivo de imagenología radiológica 1. El dispositivo de imagenología radiológica 1 comprende una cama 20 adecuada para soportar al paciente en la posición correcta y definir una dirección de extensión preferida 20a; un brazo 30 que define una zona de análisis 30a en la que se coloca al menos parte de la porción del cuerpo del paciente de la que se tomarán las imágenes y que define una dirección predominante de desarrollo, preferentemente de manera sustancialmente paralela a la dirección 20a; una estructura que soporta la carga 40 adecuada para soportar la cama 20 a través de columnas 52 y también adecuada para soportar el brazo 30; una unidad de control 70 adecuada para colocarse en una conexión de transferencia de datos con los varios componentes del dispositivo de imagenología radiológica 1; un mecanismo de desplazamiento 50 adecuado para mover el brazo 30 en una dirección de movimiento 50a; y un mecanismo de rotación 60 (mostrado en la fig. 2a) adecuado para rotar el brazo 30 alrededor de la dirección de extensión 20a. En una realización ejemplar,
- 55
- 60

la unidad de control 70 se monta en el brazo 30 (como se muestra en las fig. 1, 6a y 6b) aunque, en otros ejemplos, puede estar alojada en una unidad independiente (no se muestra), como, por ejemplo, un carro de estación de trabajo, o puede estar formada por múltiples partes, como una primera parte montada en el brazo 30 y una segunda parte alojada en una unidad independiente (no se muestra). Estos ejemplos son solamente de naturaleza ilustrativa y, en otras realizaciones, la unidad de control 70 puede ubicarse en otras posiciones y ubicaciones, además de aquellas descritas anteriormente.

El brazo 30 además comprende una fuente 31 (Fig. 2A) adecuada para emitir, en la zona de análisis 30a, la radiación que define un eje central de propagación 31a; un detector 32 que mira a la zona de análisis 30a a fin de recibir la radiación después de que haya atravesado el cuerpo del paciente; y una carcasa 33 que contiene, al menos parcialmente, la fuente 31 y el detector 32.

Adicionalmente, en una realización ejemplar adicional de esta invención, el brazo 30 además comprende un sistema de posicionamiento láser que incluye al menos un láser horizontal 72 y al menos un láser vertical 74 (Fig. 6a y 6b). Ahora se describirán los subcomponentes anteriores del brazo de a uno.

La fuente 31 es adecuada para emitir, de una manera conocida, la radiación capaz de atravesar el cuerpo del paciente e interactuar con los tejidos y fluidos presentes dentro de dicho paciente. En una realización ejemplar de esta invención, la fuente 31 emite, bajo el control de la unidad de control 70, una radiación ionizante y, más particularmente, rayos X que definen un eje central de propagación 31a.

La fig. 2c representa la fuente 31 del dispositivo de imagenología radiológica 1 de la fig. 1, según una realización ejemplar de esta invención. Como se representa en la fig. 2a y se muestra en la fig. 2c, en una realización ejemplar de esta invención, un filtro de rayos X 76 puede posicionarse opcionalmente en frente de la fuente 31, como se representa en la fig. 2a y se muestra en la fig. 2c, y funcionar para modificar la distribución de energía de la radiación emitida por la fuente 31 a lo largo del eje de propagación 31a (por ejemplo, mediante la absorción de rayos X de baja potencia) antes de que los rayos X atraviesen al paciente (aunque la fuente 21 también puede operarse sin un filtro de rayos X 76). El filtro de rayos X 76 puede comprender una lámina de aluminio y/o cobre (o cualquier otro material adecuado para la absorción de radiación) de un grosor predeterminado.

En otra realización ejemplar de esta invención, una pluralidad de filtros de rayos X (no se muestra) se almacenan en diferentes ubicaciones en el brazo 30, siendo que cada uno de los filtros de la pluralidad de filtros de rayos X difiere de los demás filtros en términos de al menos un tipo de material (como una lámina de aluminio y/o cobre) o el grosor. La unidad de control 70 puede hacer que un mecanismo motorizado (no se muestra) proporcionado dentro del brazo 30 recupere un filtro de rayos X seleccionado (por ejemplo, seleccionado por medio de la unidad de control 70 de una manera que se describirá adicionalmente a continuación en esta invención) del almacenamiento y posicione el filtro de rayos X seleccionado en frente de la fuente 31.

En una realización ejemplar adicional de esta invención, el operador puede operar la unidad de control 70 para ingresar información, como, por ejemplo, entre otros, un tipo de procedimiento de imagenología seleccionado para ser efectuado (por ejemplo, una fluoroscopia, una tomografía o una radiografía), un tipo de especie de paciente, el peso del paciente y/o el tipo de tejido del que se tomarán las imágenes, y hacer que la unidad de control 70 configure automáticamente el dispositivo de imagenología radiológica 1 para utilizar una dosis de radiación óptima. En respuesta, la unidad de control 70 determina una energía de emisión de rayos X desde la fuente 31 (con la energía de emisión de rayos X siendo una función de parámetros, incluyendo el voltaje del tubo de rayos X, una corriente del tubo de rayos X y el tiempo de exposición) y/o un tipo de filtro de rayos X 76 a emplear, de modo que el dispositivo de imagenología radiológica 1 pueda efectuar el procedimiento de imagenología seleccionado con una dosis de rayos X que sea segura para el paciente, así como también para el operador, mientras mantiene una calidad de imagen óptima.

Por ejemplo, la unidad de control 70 puede efectuar la determinación antes mencionada de la energía de emisión de rayos X y/o seleccionar un filtro de rayos X en base a relaciones predeterminadas (por ejemplo, definidas según la(s) tabla(s) de consulta, algoritmo(s) de declaración(es) condicionales y/o una o varias fórmulas matemáticas implementadas en la unidad de control 70, aunque estos ejemplos no son limitantes) entre la información del paciente, el procedimiento de imagenología radiológica seleccionado a efectuar, la energía de emisión de rayos X y los materiales y el grosor de los filtros de rayos X disponibles en la pluralidad de filtros de rayos X ubicada dentro del brazo. Los ejemplos de dichas relaciones predeterminadas se muestran en la tabla de la fig. 2b.

Como un ejemplo no limitante, si un operador especifica, como entrada (a través de la unidad de control 70), que una tomografía de alta resolución debe efectuarse en tejidos duros (por ejemplo, una región del tórax), la unidad de control 70 determina, a través de una tabla de consulta, por ejemplo, que la entrada antes mencionada se correlaciona con los parámetros operativos para la fuente 31 de 100 kV y 60 mA para 5 ms y un filtro de rayos X 76

de un tipo que comprende una lámina de aluminio de 3 mm de grosor junto con una lámina de cobre de 0,2 mm (véase la fig. 2b). Como otro ejemplo, si un operador especifica (a través de la unidad de control 70) que una tomografía de alta resolución debe efectuarse en tejidos blandos (por ejemplo, una región abdominal), la unidad de control 70 determina, a través de una tabla de consulta, por ejemplo, que esa entrada se correlaciona con los parámetros operativos para la fuente 31 de 60 kV y 60 mA para 10 ms y un filtro de rayos X 76 de un tipo que comprende una lámina de aluminio de 2 mm de grosor (véase la fig. 2b).

En incluso otra realización ejemplar de esta invención, la fuente 31 se configura de manera selectiva (por ejemplo, por medio de la unidad de control 70) para emitir ya sea un haz de radiación con forma cónica o uno con forma de abanico, configurando la forma de un diafragma ajustable 78. El diafragma ajustable 78, que se muestra en la fig. 2c, comprende al menos dos placas móviles 78a y 78b capaces de bloquear sustancialmente la radiación, con las placas 78a y 78b siendo capaces de moverse a al menos una configuración abierta o una configuración cortada mediante un mecanismo motorizado (no se muestra) bajo el control del operador, a través de la unidad de control 70. Cuando el diafragma ajustable 78 se configura en la configuración abierta, la radiación desde la fuente 31 no se bloquea y emite a lo largo del eje de propagación 31a en la forma de un cono. Cuando el diafragma ajustable 78 se configura como un corte, una porción de la radiación de la fuente 31 se bloquea y, por consiguiente, la radiación se emite a lo largo del eje de propagación 31a en la forma de un abanico (es decir, una sección transversal de la radiación con forma cónica) con una orientación perpendicular a la dirección de extensión 20a. Por consiguiente, en una realización ejemplar de esta invención, un operador puede configurar la fuente 31 para emitir ya sea un haz con forma cónica o uno con forma de abanico en virtud del diafragma ajustable 78, y efectuar diferentes tipos de imágenes con el dispositivo de imagenología radiológica 1, como, por ejemplo, una tomografía de haz de cono o una tomografía de haz de abanico, respectivamente.

El sistema de posicionamiento láser (incluyendo el o los láseres horizontales 72 y los verticales 74 montados en el brazo 30), cuando se activa en la unidad de control 70, proyecta marcadores visuales sobre el paciente, a fin de facilitar el posicionamiento del paciente en la cama 20 y, más particularmente, dentro de la zona de análisis 30a. En particular, en una realización ejemplar de esta invención, el sistema de posicionamiento láser se utiliza en conjunto con una cama ajustable (que sirve como cama 20), según una o más de las realizaciones ejemplares que se describen en las Solicitudes de patente provisionales de los EE.UU. No. 61/932.034 y 61/944.956. Con referencia a las fig. 6a y 6b, que ilustran un brazo 20 según una realización ejemplar del dispositivo de imagenología radiológica ilustrado en la fig. 1, el sistema de posicionamiento láser incluye al menos un láser horizontal 72, que proyecta marcadores visuales horizontales 73 para ayudar al operador a ajustar la altura y la inclinación del paciente con respecto al brazo 30, y/o al menos un láser vertical 74, que proyecta un marcador de arriba a abajo 75 para ayudar al operador a ajustar el centrado lateral del paciente con respecto al brazo 30. El operador ajusta la posición del paciente observando la posición del paciente con respecto a los marcadores láser proyectados 73 y 75 y, por consiguiente, con respecto a la zona de análisis 30a, y después, por ejemplo, reposicionando manualmente al paciente en la cama 20 o ajustando los controles en la cama ajustable antes mencionada (no se muestra en las fig. 6a y 6b) hasta que el operador considere que el paciente está en la posición correcta para la toma de imágenes.

De nuevo con referencia a la fig. 2a, ahora se describirá el detector 32. El detector 32 es adecuado para detectar la radiación emitida por la fuente 31 y, en respuesta a la misma, producir las señales de datos correspondientes para la unidad de control 70 a una velocidad de cuadros particular. La unidad de control 70, a la vez, procesa las señales de datos para adquirir las imágenes. Como se describirá adicionalmente a continuación, el detector 32 puede incluir, ya sea al menos un sensor lineal (por ejemplo, dos sensores lineales, como se ilustra en las fig. 3a y 3b) o al menos un sensor de panel plano capaz de operar en un modo de sensor lineal (Fig. 5a y 5b).

En una realización ejemplar de esta invención, el detector 32 comprende al menos un sensor lineal que define una superficie sensible (no se muestra), es decir, una superficie adecuada para detectar la radiación emitida por la fuente 31.

En otra realización ejemplar de esta invención, y con referencia a las fig. 2a, 3a y 3b, el detector 32 comprende al menos un primer sensor lineal 32a que define una primera superficie sensible 32b, y un segundo sensor lineal 32c que define una segunda superficie lineal 32d. Las superficies sensibles 32b y 32d son adecuadas para detectar la radiación emitida por la fuente 31. En una realización ejemplar de esta invención, la segunda superficie sensible 32d es sustancialmente coplanaria con la primera superficie sensible 32b, aunque este ejemplo no es limitante.

Preferentemente, los sensores lineales 32a y 32c presentan una velocidad de cuadros de, por ejemplo, aproximadamente 50 cuadros por segundo a aproximadamente 300 cuadros por segundo.

Como se muestra en las fig. 3a y 3b, los sensores 32a y 32c se posicionan de modo tal que están en contacto entre sí y para presentar las superficies sensibles 32b y 32d sustancialmente de manera perpendicular al eje central de propagación 31a. Más precisamente, se posicionan de modo tal que al menos una porción de la primera superficie

sensible 32b y al menos una porción del segundo superficie sensible 32d se superpongan en la dirección de movimiento 50a, de modo tal que, cuando el mecanismo de desplazamiento 50 mueva el detector 32 a lo largo de dicha dirección de movimiento 50a, la radiación que atraviesa una porción definida del cuerpo impacta contra tales porciones de las superficies sensibles 32b y 32d secuencial y sustancialmente sin interrupción (es decir, de modo tal que la radiación pasa prácticamente de manera directa de la porción de la primera superficie 32b a aquella de la segunda 32d). Las posiciones superpuestas antes mencionadas de las superficies sensibles 32b y 32d se posicionan sustancialmente en el eje de propagación 31a.

En particular, los sensores lineales 32a y 32c presentan superficies sensibles 32b y 32d sustancialmente iguales entre sí en tamaño y, en relación a la dirección de movimiento 50a, están superpuestas, de modo tal que la fracción de las superficies sensibles 32b y 32d adecuada para ser impactada secuencialmente por la radiación a medida que el brazo 30 se mueve por medio del mecanismo de desplazamiento 50 es sustancialmente inferior al 30% y, de manera particular, sustancialmente inferior al 20% y, de manera más particular, sustancialmente inferior al 10%.

Es posible generar una imagen de alta calidad a partir de dos sensores lineales separados, 32a y 32c, en virtud de su superposición, como se describirá ahora, a modo de ejemplo, con referencia a la fig. 4. La fig. 4 ilustra una representación de una primera imagen "A" adquirida por medio del primer sensor 32a y una segunda imagen "B" adquirida por medio del segundo sensor 32c. Las imágenes "A" y "B" se superponen parcialmente en una región "AB" donde el primer y el segundo sensor 32a y 32c se superponen.

Los efectos de borde que pueden causar la degradación de la imagen en regiones de borde correspondientes de las imágenes adquiridas se minimizan en virtud de la reconstrucción de una única imagen a partir de las imágenes "A" y "B" que se superponen, según un ejemplo de la realización de esta invención. Por ejemplo, la unidad de control 70 puede reconstruir una imagen al combinar porciones de las imágenes "A" y "B", incluyendo una porción de la imagen "A" que se superpone a un borde del sensor 32c y una porción de la imagen "B" que se superpone a un borde del sensor 32a, pero excluyendo una porción de la imagen "B" que corresponde a un borde del sensor 32c y una porción de la imagen "A" que corresponde al borde del sensor 32a (es decir, excluyendo esas porciones donde las imágenes "A" y "B" pueden manifestar efectos de borde no deseables del primer y el segundo sensor 32a y 32c respectivamente).

En consecuencia, el dispositivo de imagenología radiológica 1 es capaz de reconstruir una imagen a partir de dos sensores lineales, mientras minimiza los efectos de borde u otros errores de reconstrucción resultantes de los bordes de los sensores 32a y 32c en la región superpuesta, y es posible obtener escaneos de alta calidad del cuerpo de un paciente, incluyendo las áreas de interés radiológico en el cuerpo del paciente escaneadas en la región superpuesta.

De nuevo, con referencia a las fig. 2A, 3a y 3b, la realización ejemplar del detector 32 utilizando los sensores lineales 32a y 32c también puede comprender una unidad de inversión 32e adecuada para rotar al menos uno de los sensores lineales 32a y 32c alrededor de un eje de rotación sustancialmente no perpendicular y, específicamente, alrededor de un eje sustancialmente paralelo al eje central de propagación 31a, a fin de invertir la dirección de lectura. En particular, la unidad de inversión 32e rota simultáneamente ambos sensores 32a y 32c sustancialmente en relación a un eje central de propagación 31a, por ejemplo, mediante un ángulo sustancialmente igual a 180° a fin de invertir el orden de los sensores lineales 32a y 32c en relación con la dirección de movimiento 50a, como se muestra en las fig. 3a y 3b.

De manera alternativa, la unidad de inversión 32e puede mover los sensores 32a y 32c independientemente entre sí. En particular, la unidad de inversión 32e mueve el primer sensor lineal 32a por medio de un movimiento de desplazamiento rotatorio, es decir, más precisamente, un movimiento de desplazamiento a lo largo de una dirección de movimiento 50a y un movimiento rotatorio alrededor de un eje de rotación paralelo al eje central 31 de un ángulo sustancialmente igual a 180°. Prácticamente de manera simultánea a dicho movimiento de desplazamiento rotatorio del primer sensor lineal 32a, la unidad de inversión 32e rota el segundo sensor lineal 32c alrededor de un eje de rotación separado del eje de rotación del primer sensor lineal 32a y sustancialmente paralelo al eje 31a. De manera alternativa, la unidad de inversión 32e desplaza rotatoriamente el segundo sensor lineal 32c a lo largo de un eje sustancialmente paralelo al eje del desplazamiento rotatorio del primer sensor lineal 32a.

Ahora, se describirá otra realización ejemplar del detector 32. En esta realización, el detector 32 comprende al menos un sensor de panel plano 32f (como se muestra en las fig. 5a y 5b), que incluye un conjunto de píxeles y que es capaz de operar en un modo seleccionado de entre múltiples modos de lectura independientes, seleccionables por medio de la unidad de control 70, incluyendo al menos un modo de matriz (Fig. 5A) y un modo de sensor lineal (Fig. 5b).

En el modo de matriz (Fig. 5A), el sensor de panel plano 32f produce, para la unidad de control 70, señales

correspondientes a la radiación detectada por píxeles en una región de la superficie sensible 32g. En una realización ejemplar de esta invención, la superficie sensible 32g es sustancialmente coextensiva con todo el conjunto de píxeles del sensor de panel plano 32f.

5 En el modo de sensor lineal (Fig. 5b), el sensor de panel plano 32f produce, para la unidad de control 70, señales correspondientes a la radiación detectada por el subconjunto de píxeles en una región de la superficie sensible 32h. La superficie sensible 32h funciona de manera efectiva como un sensor lineal (por ejemplo, de una manera similar a los sensores lineales 32a y 32c); es decir, en un ejemplo, la superficie sensible 32h presenta una velocidad de cuadros en el intervalo de aproximadamente 50 cuadros por segundo a aproximadamente 300 cuadros por segundo y presenta un ancho que es sustancialmente mayor que su longitud, con esta última siendo definida en una dirección sustancialmente paralela a la dirección 50a y su ancho siendo definido sustancialmente perpendicular a la dirección de movimiento 50a y al eje central de propagación 31a.

15 El tamaño del conjunto de píxeles de las superficies sensibles 32g y 32h puede predefinirse para el sensor de panel plano 32f en el hardware, firmware, software y otros medios mediante los cuales se puede controlar el sensor de panel plano 32f.

20 En particular, en una realización ejemplar de esta invención, el sensor de panel plano 32f puede ser un sensor de panel plano Hamamatsu, modelo CI 1701DK-40, que puede operar en un modo de matriz que proporciona una superficie sensible 32g, que presenta un conjunto de píxeles de 1096 x 888 o uno de 2192 x 1776, y que también puede operar de manera separada en un modo de sensor lineal que proporciona una superficie sensible 32h, que presenta un conjunto de píxeles de 1816 x 60.

25 Adicionalmente, el sensor de panel plano 32f se puede montar en un sistema de movimiento del panel 35 que incluye guías 34 y un mecanismo de desplazamiento motorizado 36 (Fig.) 5a y 5b). El sistema de movimiento del panel 35 es adecuado para mover el sensor de panel plano 32f a lo largo de un eje 38, que es sustancialmente perpendicular tanto a la dirección de movimiento del brazo 50a como al eje central de propagación 31a. En particular, el eje 38 también es paralelo al ancho de la superficie sensible 32h, cuando el sensor de panel plano 32f está operando en el modo de sensor lineal. En consecuencia, debido al sistema de movimiento del panel 35, el sensor de panel plano 32f puede operarse para adquirir una pluralidad de escaneos, cada uno en ubicaciones diferentes pero superpuestas a lo largo del eje 38 (aunque este ejemplo no es limitante), como se describirá adicionalmente a continuación en esta invención, con referencia a los procedimientos descritos en la fig. 7.

35 Habiendo descrito varias realizaciones ejemplares del detector 32, ahora se describirá el mecanismo de desplazamiento 50 y el mecanismo de rotación 60 del dispositivo de imagenología radiológica 1 con referencia a la fig. 1.

40 El mecanismo de desplazamiento 50 es adecuado para desplazar, al mismo tiempo, al menos el detector 32 y la fuente 31 y, en particular, todo el brazo 30, en relación con la estructura que soporta la carga 40 a lo largo de la dirección de movimiento 50a, a fin de permitir que el dispositivo de imagenología radiológica 1 efectúe la toma de imágenes radiológicas sobre prácticamente toda la extensión de la cama 20 y, por lo tanto, el paciente. En particular, la dirección de movimiento 50a es sustancialmente perpendicular al eje central de propagación 31a y, de manera más particular, sustancialmente paralela a la dirección de extensión preferida 20a. El mecanismo de desplazamiento 50 comprende una guía lineal 51 posicionada entre el brazo 30 y la estructura que soporta la carga 40 y un carro 53, unido al brazo 30 de manera adecuada para deslizarse a lo largo de la guía lineal 51. En una realización ejemplar de esta invención, la guía lineal 51 puede ser una guía lineal motorizada o, más específicamente, una guía lineal motorizada eléctrica. Preferentemente, el mecanismo de desplazamiento 50 es capaz de mover el brazo 30 y, por lo tanto, el detector 32 y la fuente 31 a una velocidad, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 2,5 metros por segundo a aproximadamente 100 metros por segundo. Adicionalmente, el desplazamiento del brazo 30 por parte del mecanismo de desplazamiento 50 se puede controlar a través de la unidad de control 70.

45 Además del mecanismo de desplazamiento 50, el dispositivo de imagenología radiológica 1, comprende un mecanismo de rotación 60 (Fig. 2A) adecuado para rotar la fuente 31 y el detector 32 con respecto a un eje sustancialmente paralelo a la dirección de movimiento 50a y, en detalle, sustancialmente coincidente con dicha dirección de extensión preferida 20a. El mecanismo de rotación 60 se aloja dentro del brazo 30 y, en particular, dentro de la carcasa 33, a fin de rotar la fuente 31 y el detector 32 en relación con dicha carcasa 33. En una realización ejemplar, el mecanismo de rotación 60 comprende un rotor 61, como un rotor de imán permanente, al que se conectan la fuente 31 y el detector 32; y un estator 62 integralmente conectado a la carcasa 33 y adecuado para emitir un campo magnético que controla la rotación del rotor 61 y, de ese modo, de la fuente 31 y el detector 32. La operación del mecanismo de rotación 60 se puede controlar a través de la unidad de control 70.

60 La fig. 8 ilustra un diagrama de bloque de un sistema de ordenador 80. En una realización ejemplar de esta



invención, al menos algunos de los componentes del sistema de ordenador 80 pueden formar o estar incluidos en la unidad de control antes mencionada 70, y el sistema de ordenador 80 se conecta eléctricamente a otros componentes del dispositivo de imagenología radiológica 1 (como, por ejemplo, la fuente 31, el detector 32, el brazo 30 y cualquiera de sus subcomponentes) a través de la interfaz de comunicaciones 98 (mencionada a continuación).

5 El sistema de ordenador 80 incluye al menos un procesador de ordenador 82 (al que también se hace referencia como "mando"). El procesador de ordenador 82 puede incluir, por ejemplo, una unidad de procesamiento central, una unidad de procesamiento múltiple, un circuito integrado de aplicación específica ("ASIC"), disposición de compuertas programable desde el campo ("FPGA") o similares. El procesador 82 se conecta a una infraestructura de comunicación 84 (por ejemplo, un bus de comunicación, un dispositivo de barra transversal o una red). Si bien en esta invención se describen varias realizaciones en términos de este sistema de ordenador ejemplar 80, después de leer esta descripción, el modo de implementar la invención utilizando otras arquitecturas y/o sistemas de ordenador se volverá aparente para un experto en la(s) materia(s) relevante(s).

15 El sistema de ordenador 80 también puede incluir una unidad de pantalla 86 para mostrar gráficos de vídeo, texto y otros datos proporcionados desde la infraestructura de comunicación 84. En una realización ejemplar de esta invención, la unidad de pantalla 86 puede formar, o estar incluida en, la unidad de control 70.

20 El sistema de ordenador 80 también incluye una unidad de entrada 88 que puede ser utilizada por el operador para enviar información al procesador de ordenador 82. Por ejemplo, la unidad de entrada 88 puede incluir un dispositivo de teclado y/o un dispositivo de ratón u otro(s) dispositivo(s) de entrada. En un ejemplo, la unidad de pantalla 86, la unidad de entrada 88 y el procesador de ordenador 82 pueden formar colectivamente una interfaz de usuario.

25 En una realización ejemplar que incluye una pantalla táctil, por ejemplo, la unidad de entrada 88 y la unidad de pantalla 86 se pueden combinar. En una realización como tal, un operador que toca la unidad de pantalla 86 puede hacer que las señales correspondientes se envíen desde la unidad de pantalla 86 a un procesador, como el procesador 82, por ejemplo.

30 Además, el sistema de ordenador 80 incluye una memoria principal 90, que preferentemente es una memoria de acceso aleatorizado ("RAM"), y también puede incluir una memoria secundaria 92. La memoria secundaria 92 puede incluir, por ejemplo, una unidad de disco duro 94 y/o una unidad de almacenamiento extraíble 96 (por ejemplo, un disquete, una unidad de cinta magnética, una unidad de disco óptico, una unidad de memoria Flash y similares) capaz de leer de, y escribir en, un medio de almacenamiento extraíble, de una manera conocida. El medio de almacenamiento extraíble puede ser un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio que almacena datos y/o instrucciones de software ejecutables por medio de un ordenador.

35 El sistema de ordenador 80 también puede incluir una interfaz de comunicaciones 98 (como, por ejemplo, un módem, una interfaz de red (por ejemplo, una tarjeta Ethernet), un puerto de comunicaciones (por ejemplo, un puerto de bus serial universal ("USB") o un puerto FireWire®) y similares) que permite la transferencia de software y datos entre el sistema de ordenador 80 y los dispositivos externos. Por ejemplo, la interfaz de comunicación 98 puede utilizarse para transferir software o datos entre el sistema de ordenador 80 y un servidor remoto o almacenamiento basado en la nube (no se muestra). Adicionalmente, la interfaz de comunicación 98 puede utilizarse para transferir datos y órdenes entre el sistema de ordenador 80 (que sirve como unidad de control 70) y otros componentes del dispositivo de imagenología radiológica 1 (como, por ejemplo, la fuente 31, el detector 32, el brazo 30 y cualquiera de sus subcomponentes).

40 Uno o más programas de ordenador (a los que también se hace referencia como lógica de control por ordenador) se almacenan en la memoria principal 90 y/o la memoria secundaria 92 (es decir, la unidad de almacenamiento extraíble 96 y/o la unidad de disco duro 94). Los programas de ordenador también se pueden cargar en el sistema de ordenador 80 por medio de la interfaz de comunicaciones 98. Los programas de ordenador incluyen instrucciones ejecutables por ordenador que, al ser ejecutadas por el procesador del mando/ordenador 82, hacen que el sistema de ordenador 80 efectúe los procedimientos descritos en esta invención y mostrados en al menos la fig. 7, por ejemplo. En consecuencia, los programas de ordenador pueden controlar la unidad de control 70 y otros componentes (por ejemplo, la fuente 31, el detector 32, el brazo 30 y cualquiera de sus subcomponentes) del dispositivo de imagenología radiológica 1.

45 Ahora, se describirá adicionalmente en conjunto con la fig. 7, un procedimiento para tomar imágenes de al menos una porción de un paciente utilizando el dispositivo de imagenología radiológica que se describió anteriormente en un sentido estructural. El proceso comienza en la Etapa S702.

60 Inicialmente, en la Etapa S704, el operador coloca al paciente en la cama 20. En una realización ejemplar de esta invención, el operador activa el sistema de posicionamiento láser (que comprende láseres 72 y 74, como se muestra en las fig. 6a y 6b), que proyecta marcadores visuales horizontales 73 para ayudar al operador a ajustar la altura y la

inclinación del paciente con respecto al brazo 30, y/o proyecta un marcador de arriba a abajo 75 para ayudar al operador a ajustar lateralmente al paciente con respecto al brazo 30.

5 También en la Etapa S704, el operador opera la unidad de control 70 para especificar parámetros de imagenología, como la porción del cuerpo sobre la que se efectuará un escaneo de cuerpo completo (a la que también se hará referencia como la zona de la que se tomarán las imágenes) y, en particular, la inclinación del eje central de propagación 31a y el viaje del brazo 30, es decir, el avance del brazo 30 a lo largo de la dirección de extensión preferida 20a. El operador también puede operar la unidad de control 70 para ingresar información del paciente (por ejemplo, especie, peso y/o tipo de tejido del que se tomarán imágenes) y adicionalmente puede ordenar a la unidad de control 70 que configure automáticamente el dispositivo de imagenología radiológica 1 para seleccionar una dosis de radiación adecuada en base a la información del paciente, de la manera antes descrita.

15 Después, en la Etapa S706, la unidad de control 70 responde a los parámetros de imagenología especificados por el operador que se mencionaron anteriormente y controla el mecanismo de rotación 60 para de rotar la fuente 31 y el detector 32 a fin de orientar el eje central de propagación 31a en relación con la cama 20 y, por lo tanto, con el paciente. Adicionalmente, si el operador le ordenó a la unidad de control 70 que configure de manera automática el dispositivo de imagenología radiológica 1 para utilizar una dosis de radiación adecuada en la Etapa S704, la unidad de control 70 configura la fuente de rayos X 31 y el filtro de rayos X 76 de la manera descrita anteriormente, a fin de prepararlo para proporcionar una dosis como tal. Una vez que el eje central de propagación ha alcanzado la inclinación deseada, en la Etapa S708 comienza el escaneo.

20 Ahora se describirá la Etapa S708. Durante el escaneo en la Etapa S708, el mecanismo de desplazamiento 50 mueve el brazo 30 a lo largo de la dirección de extensión preferida 20a, de modo tal que la fuente 31 y el detector 32 se desplacen juntos en relación con la cama 20 y el paciente, permitiendo así que la radiación escanee toda la zona de la que se tomarán las imágenes.

Simultáneamente a la acción de desplazamiento antes mencionada, la fuente 31 emite una radiación que, después de atravesar el cuerpo del paciente, es detectada por el detector 32, el cual, a la vez, envía una señal adecuada a la unidad de control 70.

30 Ahora se describirá la manera en la que se efectúa la Etapa S708 en un caso donde el detector 32 comprende dos sensores lineales 32a y 32c. A medida que el brazo 30 avanza en la dirección de movimiento 50a, la fuente 31 emite radiación, la cual, después de atravesar el cuerpo del paciente, impacta contra la primera superficie sensible 32b y, prácticamente de manera simultánea, impacta contra la segunda superficie sensible 32d. Más particularmente, cada parte de la porción del cuerpo siendo escaneada es escaneada en primer lugar por la porción de la primera superficie 32b que corresponde a la parte del primer sensor 32a en contacto con el segundo sensor 32c y, posteriormente, es escaneada por la porción de la segunda superficie 32d adyacente a la porción anterior. Los sensores lineales 32a y 32c detectan la radiación y envían una señal continua a la unidad de control 70 que, por consiguiente, recibe una única señal para la zona de la que se tomarán las imágenes y procesa la señal para adquirir una imagen de la parte escaneada del paciente.

45 En algunas situaciones, el operador podría haber seleccionado, en la Etapa S704, una dirección de desplazamiento del brazo 30 para la toma de imágenes que es una dirección inversa en relación con la orientación de los sensores 32a y 32c, lo que puede resultar en la inversión del orden del producto de datos de los sensores 32a y 32c. Es decir que, como el dispositivo de imagenología radiológica 1 se desplaza y la fuente 31 se controla para emitir radiación, la radiación es detectada en primer lugar por el segundo sensor 32c antes de ser detectada por el primer sensor 32a (véase, por ejemplo, la fig. 3b). A fin de adquirir el producto de datos en un orden no inverso, en una realización ejemplar adicional de esta invención, efectuar la Etapa S708 utilizando los sensores lineales 32a y 32c también puede incluir una subetapa preliminar (es decir, que se efectúa antes del escaneo antes descrito en la Etapa S708) de controlar la unidad de inversión 32e, ya sea manualmente mediante el operador o automáticamente mediante la unidad de control 70, a fin de rotar los sensores 32a y 32c alrededor de un ángulo sustancialmente igual a 180° en relación con el eje central de propagación 31a. En virtud de la subetapa preliminar, el orden de los sensores 32a y 32c puede invertirse en relación con la dirección de movimiento 50a de modo tal que la radiación sería detectada en primer lugar por el primer sensor 32a antes de ser detectada por el segundo sensor 32c (véase, por ejemplo, la fig. 3a en comparación con la fig. 3b).

Habiendo descrito el escaneo de la Etapa S708 utilizando los sensores lineales 32a y 32c, ahora se describirá el escaneo de la etapa S708 en el caso donde el detector 32 comprende un sensor de panel plano 32f (contra los sensores 32a y 32c) que opera en un modo de sensor lineal con la superficie sensible 32h (Fig. 5b).

60 Durante un escaneo, la fuente 31 emite radiación continuamente, la cual atraviesa el cuerpo del paciente e impacta contra la superficie sensible 32h del sensor de panel plano 32f. A medida que el brazo 30 avanza en la dirección de

movimiento 50a, el sensor de panel plano 32f detecta la radiación durante dicho movimiento y envía las señales correspondientes a la unidad de control 70. En consecuencia, la unidad de control 70 recibe una señal para toda la zona de la que se toman las imágenes y procesa la señal para adquirir una imagen de la parte escaneada del paciente.

5 Adicionalmente, si así lo desea el operador, pueden efectuarse uno o más escaneos adicionales. Para cada escaneo adicional, el sensor de panel plano 32f puede desplazarse a lo largo del eje 38 por medio del sistema de movimiento del panel 35 (bajo el control de la unidad de control 70) a una nueva posición que se superpone parcialmente a la posición del sensor de panel plano 32f en un escaneo anterior y, más particularmente, el escaneo inmediatamente anterior. Después, se efectúa un procedimiento de escaneo adicional de la manera descrita anteriormente, es decir que el brazo 30 avanza en la dirección de movimiento 50a mientras la fuente 31 emite radiación y el sensor de panel plano 32f produce continuamente una señal para la unidad de control 70. De esta manera, puede adquirirse una pluralidad de escaneos, cada uno siendo tan amplio como la superficie sensible 32h y tan largo como el viaje del brazo 30 a lo largo de la dirección de movimiento 50a. Después, la pluralidad de escaneos se proporciona a la unidad de control 70 para la reconstrucción gráfica correspondiente a la Etapa S710.

A continuación, en la Etapa S710, la unidad de control 70 lleva a cabo la reconstrucción gráfica de la zona de la que se tomaron las imágenes utilizando las lecturas efectuadas por el detector 32. En la realización ejemplar donde el detector 32 comprende dos sensores lineales 32a y 32c, las imágenes superpuestas del primer y el segundo detector 32a y 32c se reconstruyen de la manera descrita anteriormente, con referencia a la fig. 4.

En la realización ejemplar donde el detector 32 comprende un sensor de panel plano 32f que opera en el modo de sensor lineal, la pluralidad de escaneos adquiridos en la Etapa S708 por medio del sensor de panel plano 32f que opera en el modo de sensor lineal puede reconstruirse en una imagen general de manera tal que minimiza los efectos de los bordes en las regiones superpuestas de la pluralidad de imágenes, de modo similar a la manera de reconstrucción descrita anteriormente con respecto a los dos sensores lineales 32a y 32c (véase la fig. 4). Por consiguiente, en virtud del sistema de movimiento del panel 35, el sensor de panel plano 32f puede proporcionar una imagen radiológica general que es más amplia que la superficie sensible 32h.

30 El proceso finaliza en la etapa S712. El operador puede repetir el proceso o una porción del mismo para adquirir escaneos adicionales, según lo desee.

En vista de la descripción anterior, se puede apreciar que al menos algunas realizaciones ejemplares descritas en esta invención proporcionan un dispositivo de imagenología radiológica 1 que produce imágenes de escaneo de cuerpo completo de alta calidad.

De hecho, la utilización de los sensores lineales 32a y 32c o el sensor de panel plano 32f funcionando como sensor lineal, junto con el mecanismo de desplazamiento 50, hace posible efectuar la adquisición continua de datos y, entonces, obtener de manera innovadora una reconstrucción basada en un escaneo continuo de la porción analizada del cuerpo, en lugar de que sea por medio de la aproximación desde un número de imágenes bidimensionales, como es el caso de los dispositivos de imagenología radiológica de la técnica anterior.

Adicionalmente, en virtud de la superposición parcial de los sensores lineales 32a y 32c, en la realización ejemplar del detector 32 que utiliza esos sensores, es posible obtener un detector de bajo costo 32 con una superficie sensible efectiva considerablemente extensa, la cual se define por medio de la combinación de las superficies 32b y 32d. De manera similar, en la realización ejemplar del detector 32 que emplea el sensor de panel plano 32f en virtud del montaje del sensor de panel plano 32f en el sistema de movimiento del panel 35, es posible capturar imágenes de alta calidad que son más grandes que el sensor de panel plano 32f.

50 Además, el dispositivo de imagenología radiológica 1 expone al paciente y al operador a una dosis reducida en relación con el caso de los sistemas de la técnica anterior. En particular, la utilización de sensores lineales 32a y 32c o el sensor de panel plano 32f funcionando como un sensor lineal hace posible que no se utilicen rejillas antidifusoras y reducir de ese modo la intensidad necesaria de radiación emitida por la fuente 31.

Según al menos algunas realizaciones ejemplares de esta invención, el dispositivo de imagenología radiológica hace posible limitar adicionalmente la exposición del paciente a la radiación. Como se describió anteriormente, la toma de imágenes de cuerpo completo con un sensor de panel plano que convencionalmente debe superponer un número de imágenes bidimensionales puede irradiar algunas partes del cuerpo dos veces o más. Como resultado, el paciente se expone a una notoria cantidad de radiación. En contraste a dichos procedimientos convencionales, el escaneo con un dispositivo de imagenología radiológica 1 puede efectuarse con una emisión reducida de radiación en virtud de la utilización de un detector 32 que comprende sensores lineales 32a y 32c o el sensor de panel plano 32f funcionando como un sensor lineal, y desplazando continuamente el detector 32 a lo largo de la dirección de

movimiento 50a sin superponer ninguna parte del cuerpo en el curso de un único escaneo.

5 Además, en la realización ejemplar donde el detector 32 comprende dos sensores lineales 32a y 32c, la presencia de la unidad de inversión 32e hace posible que se lleve a cabo una toma de imágenes radiológicas en ambas direcciones de deslizamiento del brazo 30 a lo largo de la dirección de movimiento 50a, al permitir la inversión del orden de los sensores lineales 32a y 32c en relación con la dirección 50a.

10 También, en virtud del dispositivo de imagenología radiológica 1, es posible efectuar un escaneo de cuerpo completo a 360° y a lo largo de la longitud total de la cama 20.

La presente invención no debe limitarse a ninguna de las realizaciones ejemplares antes descritas, sino que debe definirse exclusivamente según las reivindicaciones siguientes.

15 Además, debe entenderse que los dibujos adjuntos, que resaltan la funcionalidad descrita en esta invención, se presentan como ejemplos ilustrativos. La arquitectura de la presente invención es suficientemente flexible y configurable, de modo que puede utilizarse (y navegarse) de maneras diferentes a las que se muestran en los dibujos.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo de imagenología radiológica (1) que comprende:

- un brazo (30) que define una zona de análisis (30a) en la que se coloca al menos parte de un paciente;
- una fuente (31) adecuada para emitir una radiación que pasa a través la al menos parte del paciente, con la radiación definiendo un eje central de propagación (31a); un detector (32) adecuado para recibir la radiación;
- un mecanismo de desplazamiento (50) adaptado para desplazar la fuente (31) y el detector (32) en una dirección de movimiento (50a) sustancialmente perpendicular al eje central de propagación (31a);
- y una unidad de control (70) adaptada para adquirir una imagen de señales de datos recibidas continuamente desde el detector (32), mientras que el mecanismo de desplazamiento (50) desplaza continuamente la fuente (31) que emite la radiación y el detector (32) que recibe la radiación, a fin de escanear la, al menos, parte del paciente;

**caracterizado por el hecho de que** el detector (32) incluye al menos un primer sensor lineal (32a) que presenta una primera superficie sensible y un segundo sensor lineal (32c) que presenta una segunda superficie sensible, donde las superficies sensibles se superponen parcialmente a lo largo de la dirección de movimiento (50a).

2. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 1, donde el detector incluye al menos un sensor de panel plano que presenta una superficie sensible a la radiación y operable en al menos un modo de panel plano y un modo de sensor lineal.

3. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 1, donde la zona de superposición que corresponde a la superposición de las superficies sensibles se posiciona sustancialmente en el eje central de propagación.

4. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 1, que además comprende una cama adecuada para soportar al paciente y definir un eje de extensión.

5. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 4, donde la dirección de movimiento es sustancialmente paralela al eje de extensión.

6. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 4, que comprende además un mecanismo de rotación adaptado para rotar la fuente y el detector en relación con el eje de extensión.

7. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 1, donde el detector incluye una unidad de inversión adaptada para rotar al menos el primer o el segundo sensor lineal.

8. El dispositivo de imagenología radiológica según la reivindicación 7, donde la unidad de inversión rota al menos el primer o el segundo sensor lineal en relación con un eje de rotación sustancialmente paralelo al eje central de propagación.

9. Un procedimiento para adquirir una imagen radiológica de al menos parte de un paciente ubicado en un brazo, siendo que el procedimiento comprende:

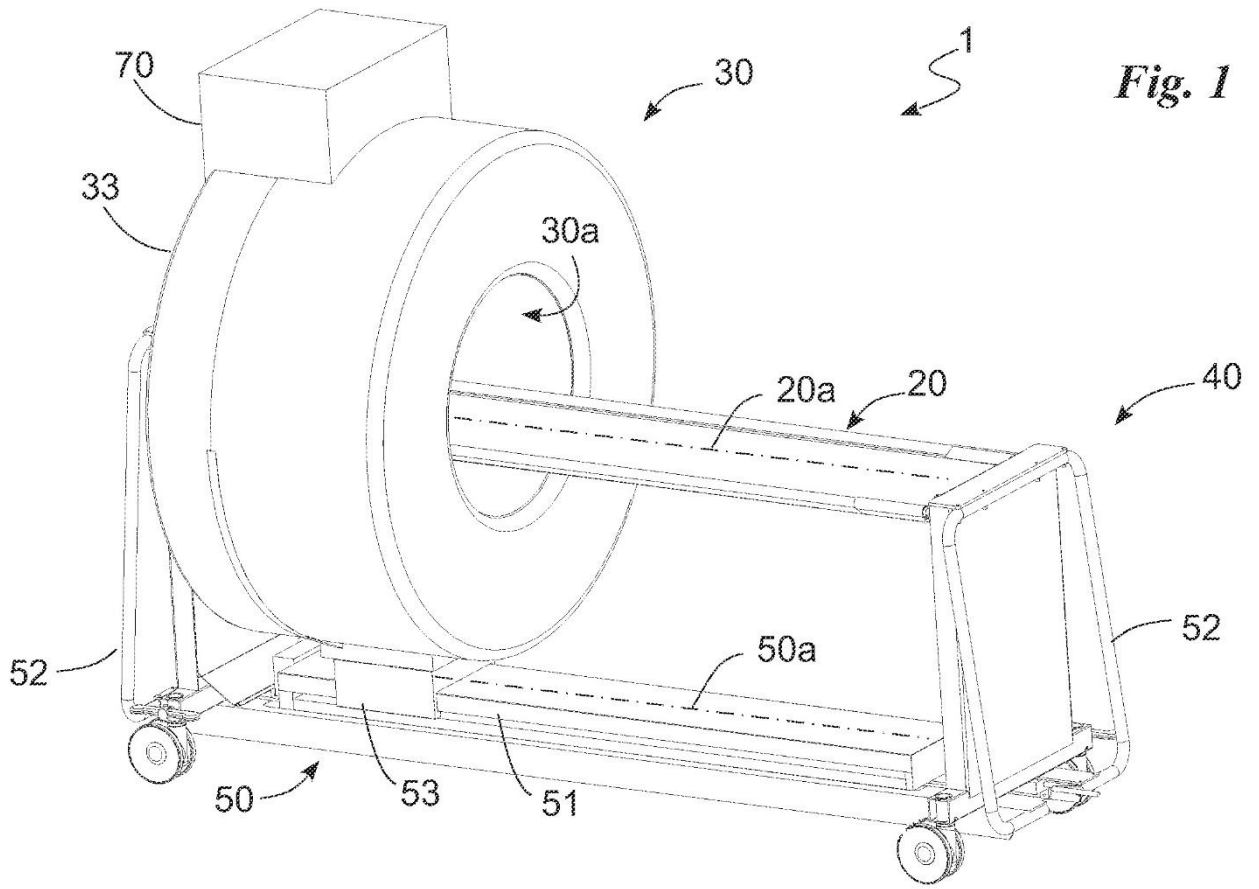
- hacer que la fuente emita radiación que pase a través de la al menos parte del paciente, con la radiación definiendo un eje central de propagación;
- recibir la radiación en el detector;
- producir señales de datos desde el detecto a una unida de control;

**caracterizado por el hecho de que**

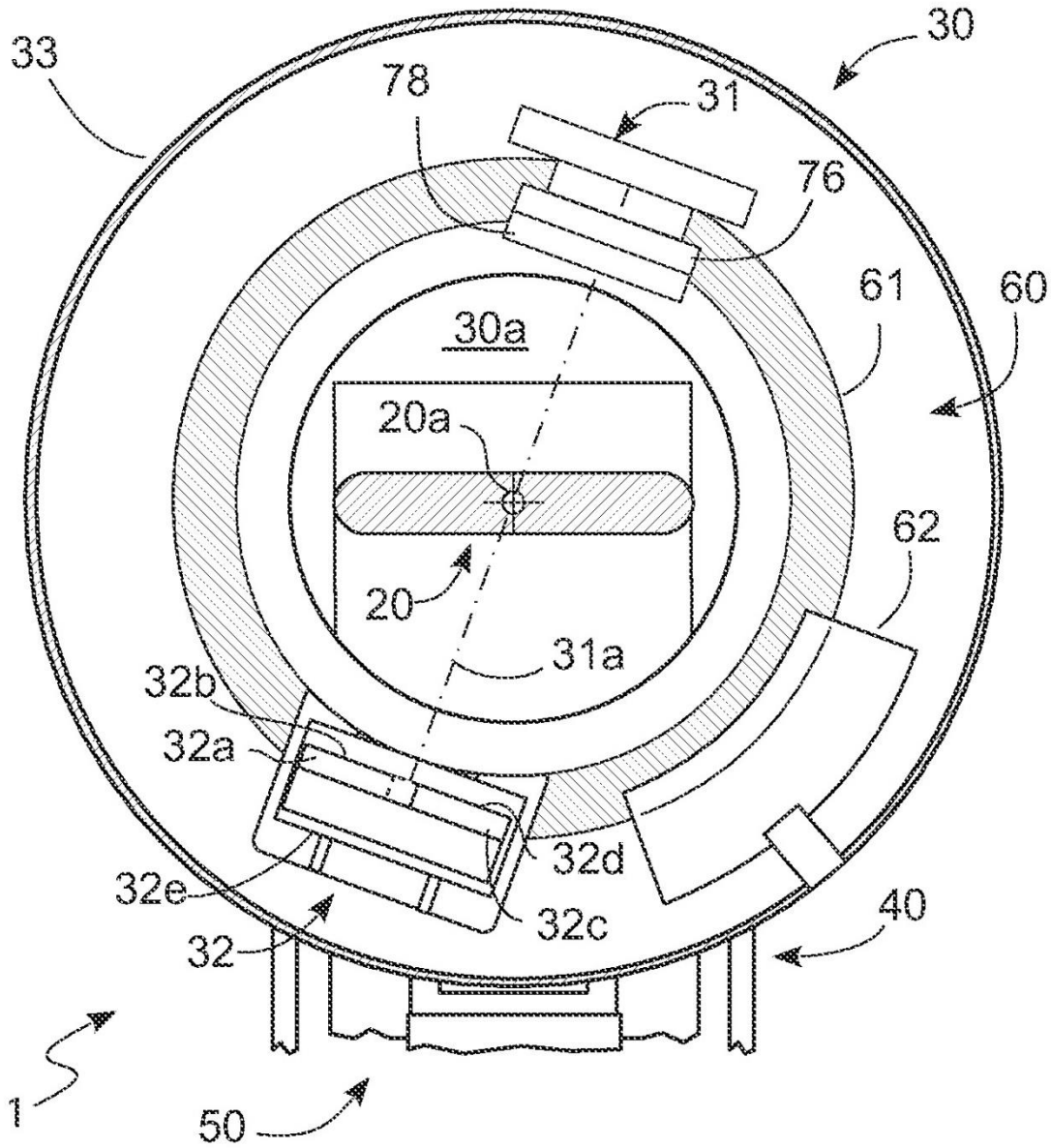
- el detector incluye al menos un primer sensor lineal que presenta una primera superficie sensible y un segundo sensor lineal que presenta una segunda superficie sensible, donde las superficies sensibles están parcialmente superpuestas a lo largo de la dirección de movimiento;
- la fuente y el detector se desplazan continuamente en una dirección de movimiento sustancialmente perpendicular al eje central de propagación; y la unidad de control adquiere una imagen de las señales de datos recibidas continuamente desde el detector, mientras que el mecanismo de desplazamiento desplaza continuamente la fuente que emite la radiación y el detector con las superficies sensibles parcialmente superpuestas que reciben la radiación, a fin de escanear la al menos parte del paciente.

10. El procedimiento según la reivindicación 9, donde la zona de superposición de las superficies

sensibles se posiciona sustancialmente en el eje central de propagación.



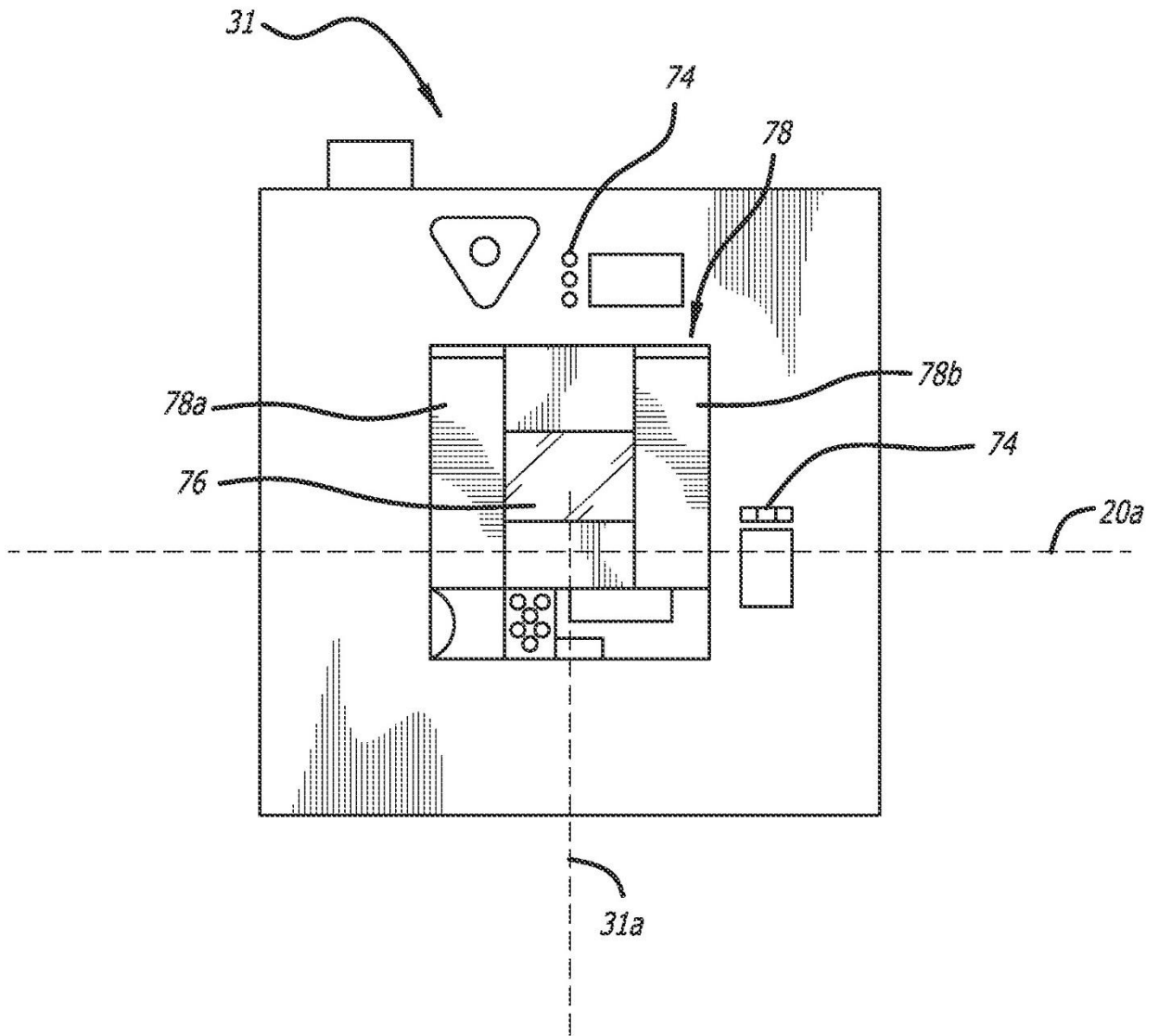
*Fig. 2a*





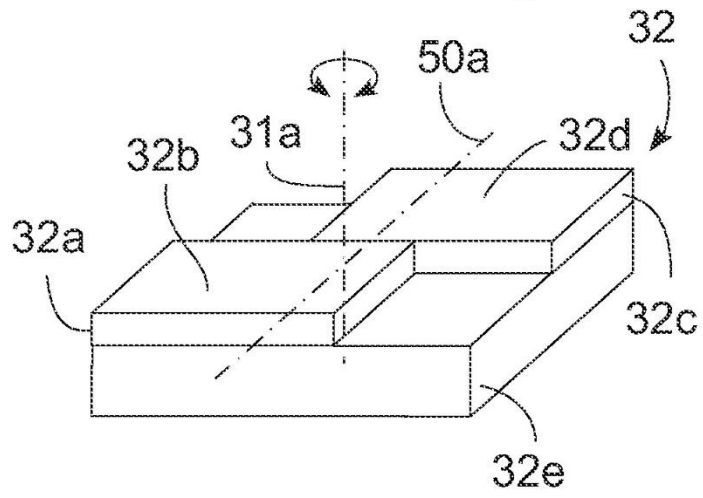
Input Parameters			Parámetros de entrada			
Procedimiento de imagenología	Tejido / Región de interés	Tamaño del paciente	kV	mA	ms	Filtro
Tomografía	Duro / Cabeza	Cualquiera	100	30	10	3 mm Al + 0,2 mm Cu
Tomografía	Duro / Tórax	Cualquiera	100	60	5	3 mm Al + 0,2 mm Cu
Tomografía	Blando / Abdomen	Cualquiera	60	60	10	2 mm Al
Tomografía	Blando / Extremidades	Cualquiera	60	30	15	2 mm Al
Radiografía	Cabeza	Pequeño	70	20	10	2 mm Al
Radiografía	Tórax	Pequeño	80	25	2	2 mm Al
Radiografía	Abdomen	Pequeño	75	30	10	2 mm Al
Radiografía	Extremidades	Pequeño	45	30	15	2 mm Al
Radiografía	Cabeza	Mediano	80	30	20	2 mm Al
Radiografía	Tórax	Mediano	85	30	2	2 mm Al
Radiografía	Abdomen	Mediano	80	40	10	2 mm Al
Radiografía	Extremidades	Mediano	50	30	20	2 mm Al
Radiografía	Cabeza	Grande	85	30	20	2 mm Al
Radiografía	Tórax	Grande	95	30	2	2 mm Al
Radiografía	Abdomen	Grande	90	60	20	2 mm Al
Radiografía	Extremidades	Grande	55	30	20	2 mm Al
Fluoroscopia	Cabeza	Pequeño	70	20	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Tórax	Pequeño	80	25	2	2 mm Al
Fluoroscopia	Abdomen	Pequeño	75	30	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Extremidades	Pequeño	45	30	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Cabeza	Mediano	80	30	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Tórax	Mediano	85	30	2	2 mm Al
Fluoroscopia	Abdomen	Mediano	80	40	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Extremidades	Mediano	50	30	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Cabeza	Grande	85	30	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Tórax	Grande	95	30	2	2 mm Al
Fluoroscopia	Abdomen	Grande	90	60	5	2 mm Al
Fluoroscopia	Extremidades	Grande	55	30	5	2 mm Al

Fig. 2b

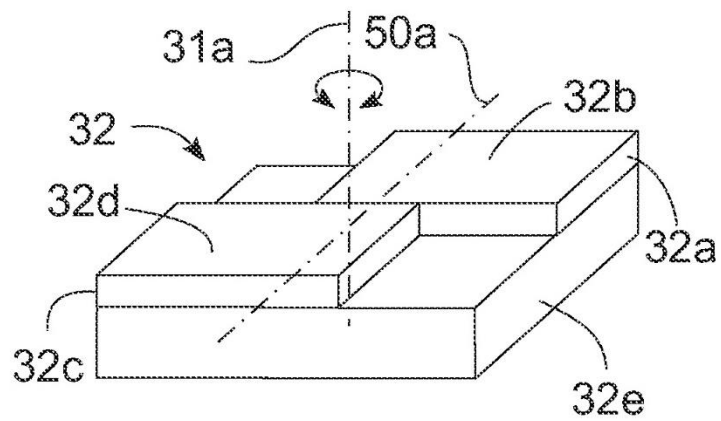


**FIG. 2C**

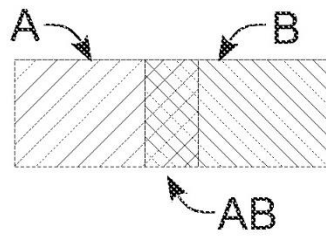
*Fig. 3a*



*Fig. 3b*



*Fig. 4*



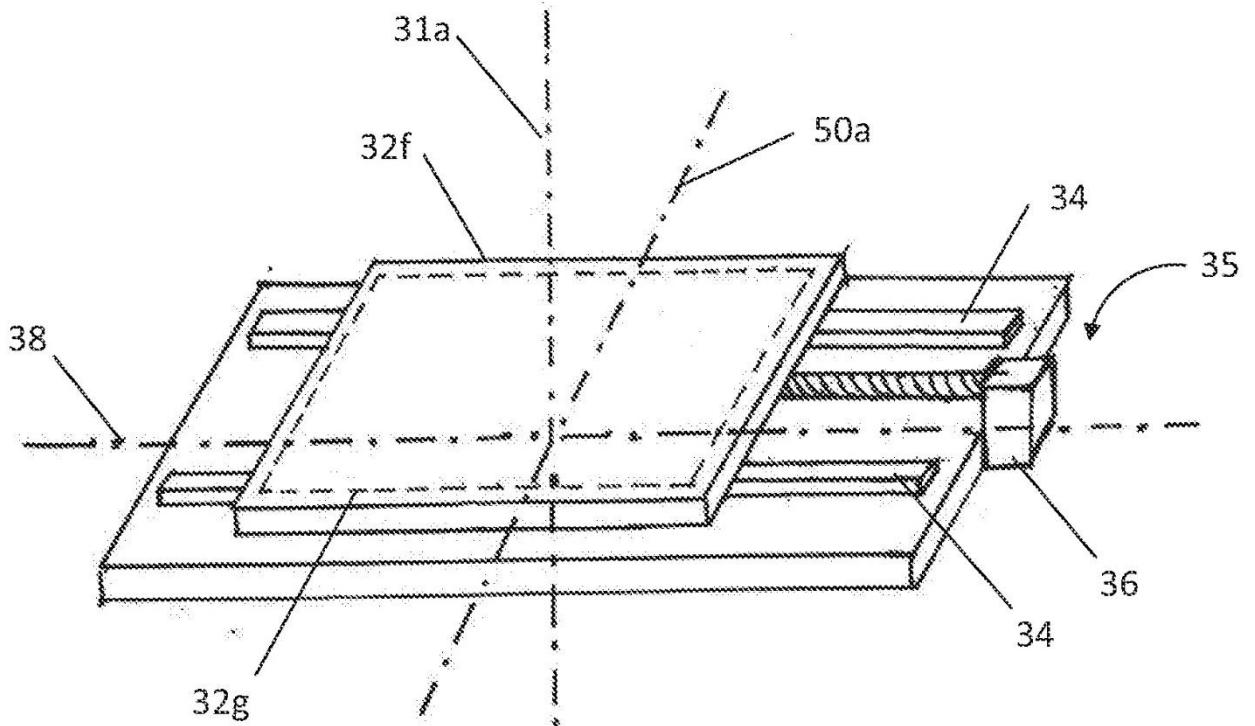


Fig. 5a

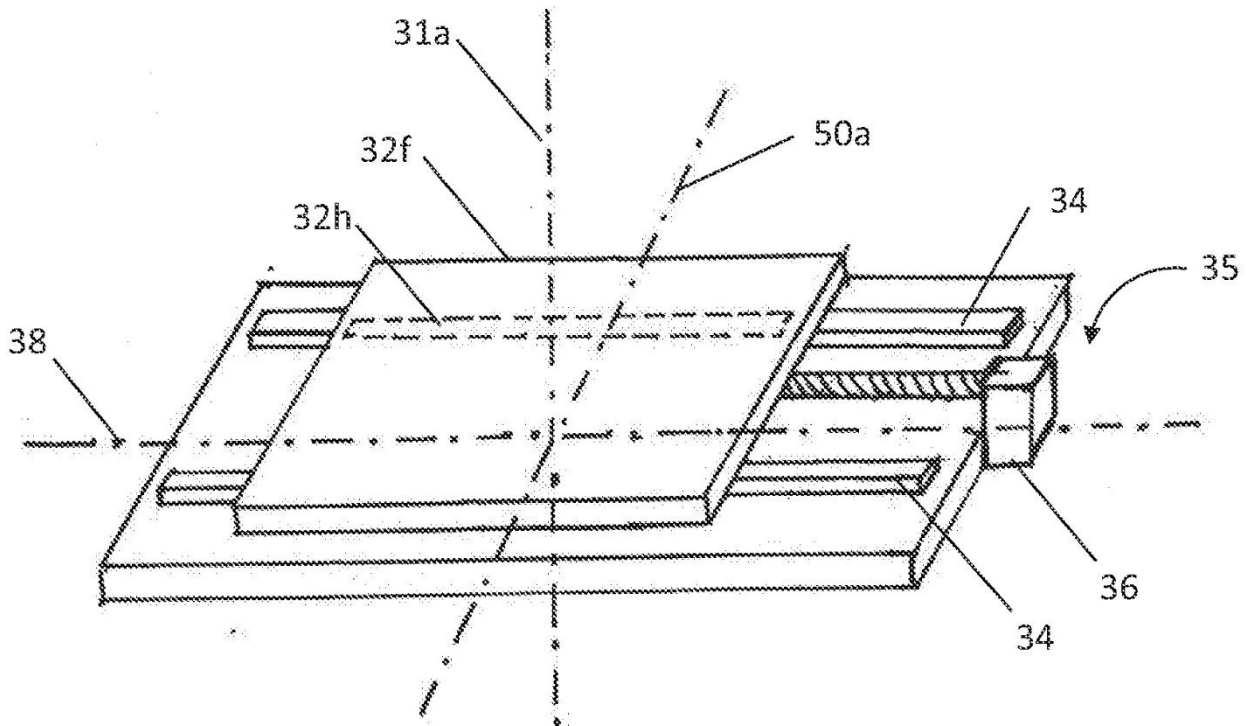
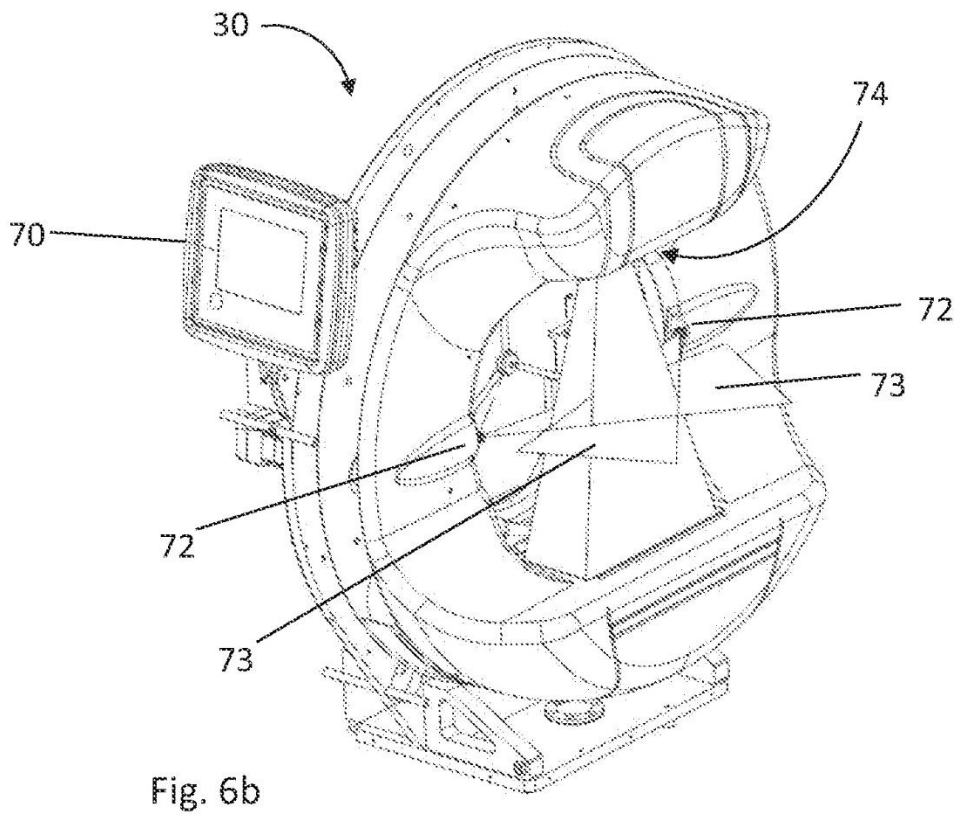
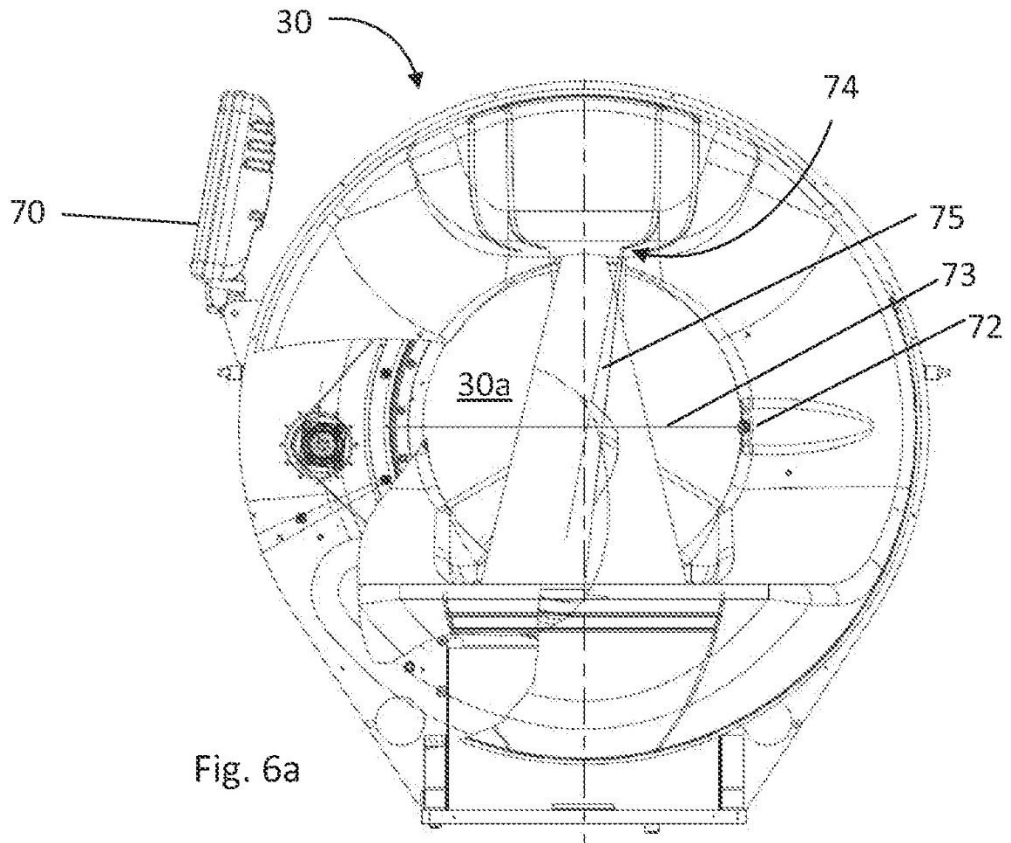


Fig. 5b



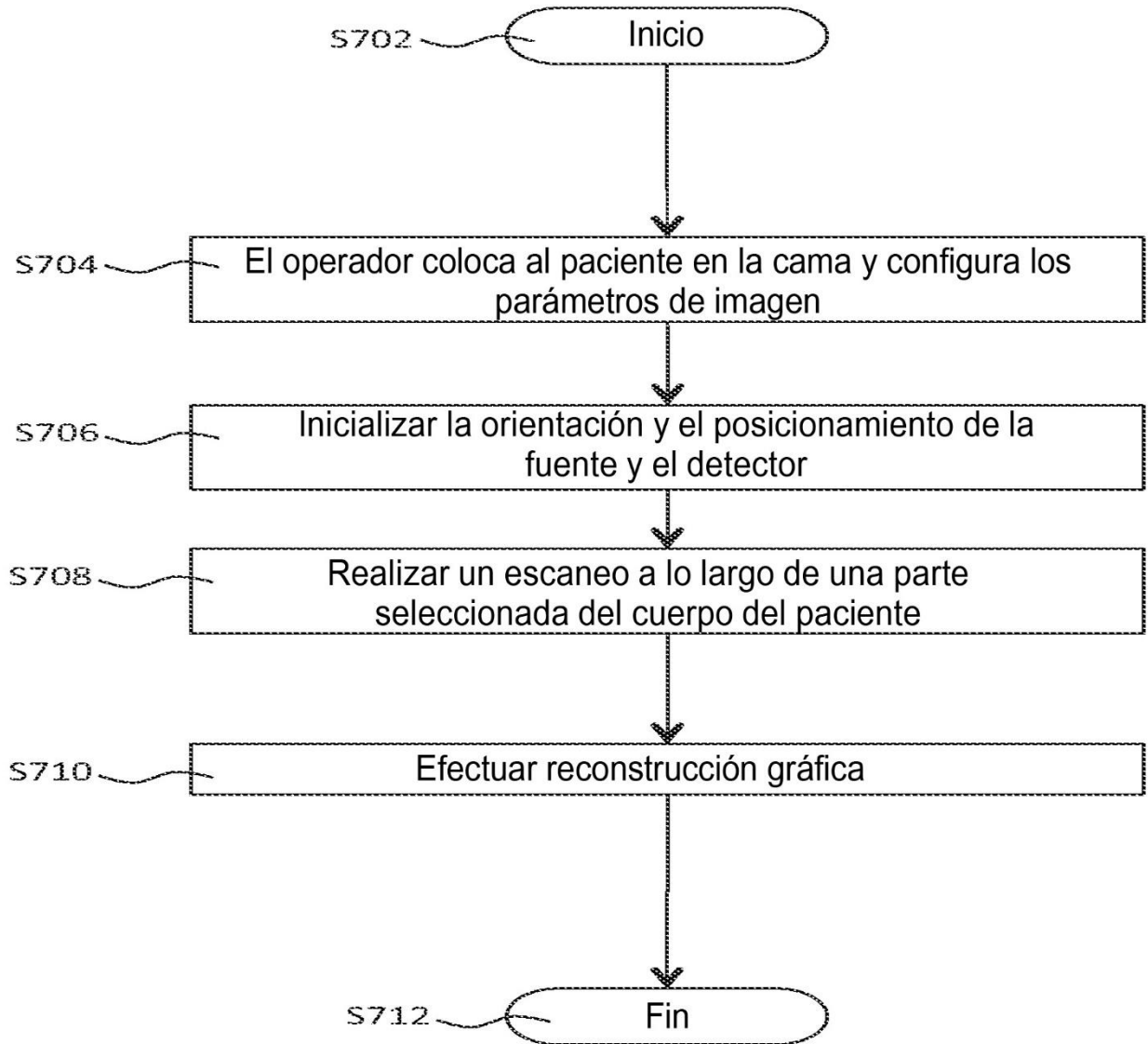


Fig. 7

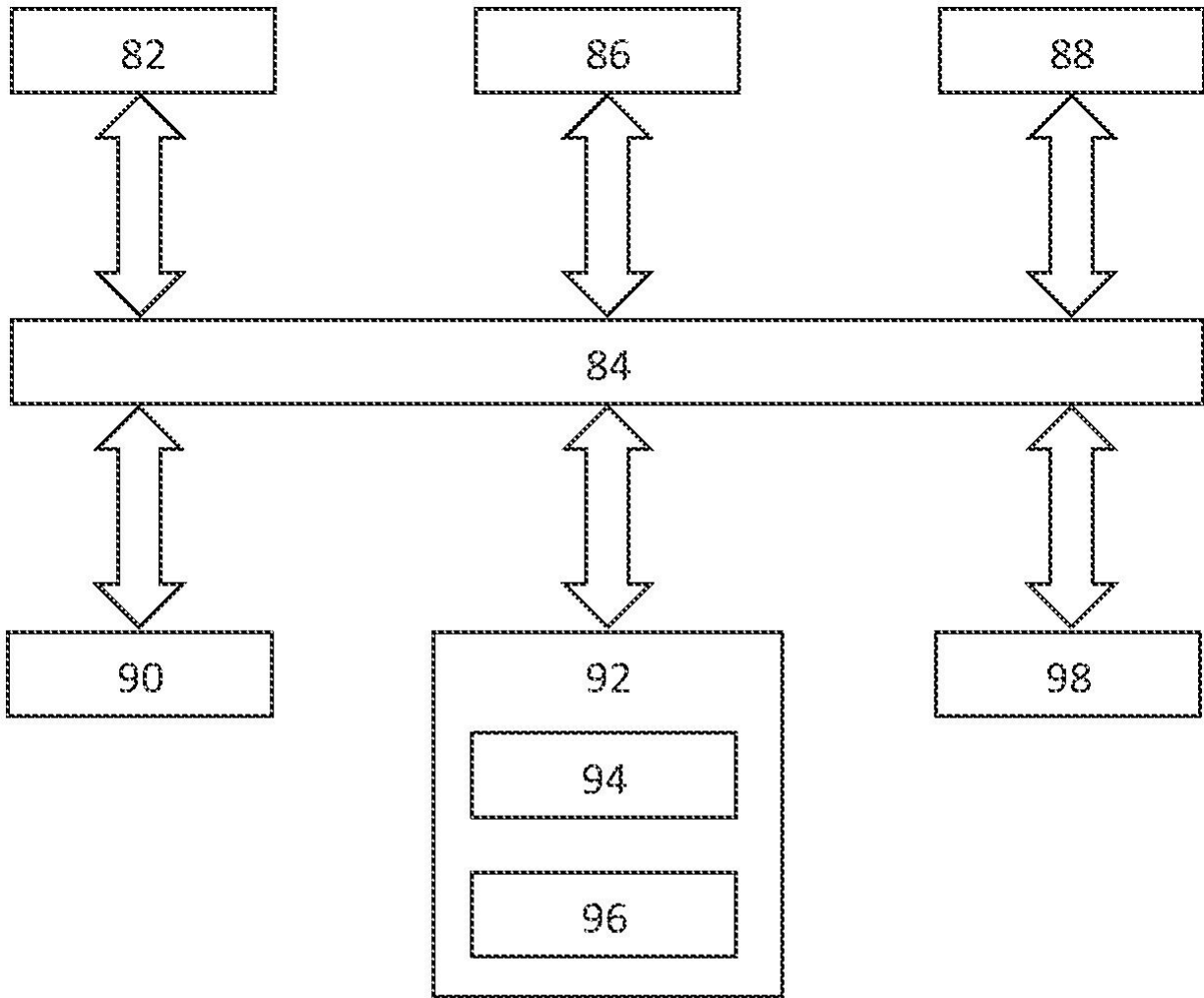


Fig. 8