

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 806 427**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/04**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.11.2015 PCT/US2015/059171**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.05.2016 WO16077138**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.11.2015 E 15859465 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2020 EP 3217883**

54 Título: **Dispositivo de imagen radiológica con funcionalidad mejorada**

30 Prioridad:

**12.11.2014 US 201462078800 P**  
**04.11.2015 US 201514932806**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**17.02.2021**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**FORTUNA, DAMIANO;**  
**MANETTI, LEONARDO;**  
**FERRETTI, LUCA y**  
**DE MICHELI, DENIS, M.**

74 Agente/Representante:

**AZAGRA SAEZ, María Pilar**

**ES 2 806 427 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 imagen radiológica con funcionalidad mejorada

### 5 CAMPO

La descripción se refiere a la obtención de imágenes radiológicas y, más particularmente, a un dispositivo para realizar un escaneo de cuerpo completo y reconstruir una imagen de todo el cuerpo de un paciente o una parte extensa del mismo.

10

### ANTECEDENTES

Muchos dispositivos de imagen convencionales incluyen una cama sobre la que se coloca el paciente, un puesto de control adecuado para controlar el funcionamiento del dispositivo y un pórtico, es decir, un dispositivo que tiene una  
15 cavidad en la cual se inserta la parte del paciente a analizar y es adecuado para realizar la imagen radiológica del paciente.

Dentro del pórtico, los dispositivos de imágenes radiológicas están provistos de una fuente adecuada para emitir radiación al dar la orden, como rayos X, y un detector adecuado para recibir la radiación después de que haya  
20 atravesado la parte del paciente a analizar y enviar una señal adecuada para permitir la visualización de la anatomía interna del paciente. Los dispositivos de imágenes radiológicas ejemplares que comprenden un pórtico se desvelan en los documentos US 2011/228910 y US 2013/0343509.

Típicamente, dada la necesidad de visualizar partes extensas del cuerpo, el detector utilizado es un sensor de panel  
25 plano, teniendo dicho sensor de panel plano una superficie de detección particularmente extensa, que en algunos casos supera los 1600 cm<sup>2</sup>.

Por ejemplo, los sensores de panel plano pueden ser del tipo de conversión directa e incluir un panel adecuado para recibir rayos X emitidos por la fuente y producir una serie de cargas eléctricas en respuesta, una matriz segmentada  
30 de 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 del tipo de conversión indirecta, incluida una capa adecuada para recibir rayos X emitidos por la fuente y para producir una serie de fotones de luz en respuesta (por ejemplo, por centelleo), una matriz segmentada de fotodetectores (por ejemplo, TFT, CMOS, CCD y similares) que convierten los  
35 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 por cada segmento de TFT en un sensor de panel plano de conversión directa o la cantidad de carga eléctrica generada por 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.

Sin embargo, los sensores de panel plano generalmente no pueden absorber radiación de manera continua, debido,  
40 por ejemplo, a la interacción particular entre las cargas y la matriz segmentada de TFT en el silicio amorfo. Por lo tanto, para realizar 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 se reconstruyen a continuación en un escaneo de cuerpo completo. En particular, la reconstrucción puede requerir aproximar las partes  
45 del cuerpo ubicadas en bordes entre dos imágenes sucesivas. Además, otras partes del cuerpo podrían tener que reconstruirse por medio de la aproximación de una serie de imágenes de estas partes. 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

Además, la calidad de los escáneres de cuerpo completo convencionales también se reduce como resultado de la radiación difusa, denominada parásita, formada por las interacciones entre los rayos X y la materia, que impacta  
50 contra el detector y, por lo tanto, degrada la calidad de la imagen. Con el fin de reducir la incidencia de la radiación parásita, los dispositivos de imagen radiológica convencionales a menudo están equipados con rejillas antidifusoras compuestas por placas de plomo delgadas dispuestas de manera fija y paralela entre sí para evitar que los rayos  
55 difusos alcancen el sensor de panel plano. Sin embargo, dichas rejillas son efectivas solo parcialmente a la hora de remediar los efectos de la radiación parásita en la calidad de la imagen. Además, la utilización de las rejillas antidifusoras impone la utilización de una dosis más alta, lo que posiblemente aumenta el peligro de provocar una enfermedad.

60

Además, para realizar diferentes tipos de análisis con un alto estándar, un centro médico debe estar equipado con varios dispositivos de imágenes radiológicas, que implican gastos sustanciales. Además, los dispositivos de imagen radiológica convencionales se caracterizan por presentar altos costes de producción y una construcción altamente compleja.

5 En consecuencia, ha existido desde hace mucho tiempo la necesidad de un dispositivo de imagen radiológica para realizar un escaneo de cuerpo completo y reconstruir una imagen clara de todo el cuerpo de un paciente o una parte extensa del cuerpo de un paciente.

## 10 RESUMEN

Las limitaciones existentes asociadas con lo anterior, así como otras limitaciones, pueden superarse mediante un dispositivo de imagen radiológica. Brevemente, y en términos generales, la presente descripción está dirigida a diversas realizaciones de un dispositivo de imagen radiológica.

15 Según una realización de esta invención, se desvela un dispositivo o sistema de imagen radiológica. El dispositivo de imagen radiológica incluye un pórtico que define una zona de análisis en la que se coloca al menos una parte de un paciente; una fuente que emite radiación, que atraviesa al menos parte de un paciente, donde la radiación define un eje central de propagación; y un dispositivo receptor que incluye un detector que recibe la radiación y está dispuesto en el lado opuesto del paciente con respecto a la fuente. El detector detecta radiación cuando realiza al  
20 menos una de tomografía, fluoroscopia, radiografía y multimodalidad y genera señales de datos basadas en la radiación recibida.

El dispositivo de imagen radiológica también incluye un aparato de rotación de pórtico horizontal que incluye un anillo en el que se montan la fuente y el detector, y un elemento de cojinete giratorio configurado para girar el anillo.

25 El sistema de imagen radiológica incluye además una unidad de control adaptada para adquirir una imagen de señales de datos recibidas continuamente desde el detector mientras el aparato de rotación de pórtico horizontal gira continuamente el anillo, la fuente que emite la radiación y el detector que recibe la radiación que están montados en el anillo, para escanear la al menos parte del paciente. En el sistema de imagen radiológica, el pórtico está montado  
30 en un mecanismo de transporte configurado para transportar el pórtico.

En una realización de ejemplo de esta invención, el aparato de rotación de pórtico horizontal incluye un elemento de cojinete de bajo deslizamiento adaptado para girar rápidamente la fuente y el dispositivo receptor en relación con un eje de un orificio del pórtico (que puede ser el eje horizontal). El aparato de rotación de pórtico horizontal permite la  
35 rotación rápida de la fuente y el dispositivo receptor alrededor del eje del orificio del pórtico para obtener un escaneo volumétrico del paciente o al menos una parte del paciente, con gran estabilidad y minimizando al mismo tiempo el deslizamiento.

El dispositivo de imagen radiológica incluye además un aparato de rotación de pórtico vertical configurado para girar el pórtico alrededor de un eje vertical; un primer sistema de elevación y un segundo sistema de elevación configurados para levantar cada lado del dispositivo de imagen radiológica (frontal o posterior) de forma simultánea o independiente; al menos un láser de posicionamiento montado en el pórtico que proyecta un marcador de guía de  
40 posicionamiento en el paciente; y un sistema de enfriamiento conectado a la fuente. El aparato de rotación de pórtico vertical incluye una base giratoria unida integralmente al pórtico y adaptada para girar el pórtico alrededor de un eje de rotación que es sustancialmente perpendicular al eje del orificio del pórtico. El aparato de rotación de pórtico  
45 vertical permite la rotación del pórtico alrededor de su eje vertical para reducir de ese modo el perfil del dispositivo de imagen radiológica y, por lo tanto, proporcionar facilidad en el transporte del dispositivo. El aparato de rotación de pórtico vertical también incluye una primera placa giratoria montada en el pórtico y una segunda placa giratoria montada en el mecanismo de transporte.

50 El sistema de elevación incluye un elevador de tijera que se desliza por debajo y se conecta a al menos dos lados de un mecanismo de transporte capaz de soportar el pórtico. El sistema de elevación permite escanear al menos una parte de un paciente en diferentes ángulos de inclinación (además de proporcionar una forma sencilla de controlar la elevación), lo que permite disminuir las distancias para escanear objetivos y alinear el eje del orificio del pórtico con  
55 los ejes del objetivo para aumentar la calidad de la imagen, mejorar la determinación de la región de interés y acomodar volúmenes y alturas de objetivo variables. El sistema de elevación permite además la elevación del pórtico desde uno o ambos lados del pórtico y a diferentes alturas y/o ángulos.

Según una realización de ejemplo de esta invención, un dispositivo de imagen radiológica incluye además un  
60 sistema integrado de soporte de rodillo que se monta en el pórtico y está adaptado para soportar un paciente y/o una

5 mesa, cama o extensión de cama adecuada para soportar al paciente. En una realización de ejemplo en esta invención, el sistema de soporte de rodillo incluye al menos dos soportes verticales y al menos un soporte horizontal montado en los al menos dos soportes verticales. En algunas realizaciones, el al menos un soporte horizontal incluye al menos un rodillo de soporte. En algunas realizaciones, el sistema de soporte rodante incluye una riostra que se empuja desde una barra rodante horizontal montada reversiblemente en al menos dos barras verticales ajustables, de modo que las al menos dos barras verticales ajustables se proporcionan dentro de una carcasa del pórtico.

10 En otra realización de ejemplo, el sistema de soporte rodante puede incluir además un soporte fijo en voladizo que incluye al menos dos elementos en voladizo unidos a una riostra que se puede girar para colocar al paciente y/o la mesa, la cama o la extensión de la cama en la posición apropiada. En cualquiera de las realizaciones de ejemplo, el sistema de soporte rodante permite que el paciente se coloque más fácilmente en una posición deseada dentro del pórtico, evitando al mismo tiempo la interferencia con otros componentes del dispositivo de imagen radiológica.

15 Según otra realización de ejemplo de esta invención, el dispositivo de imagen radiológica incluye además un sistema de enfriamiento alimentado con fluido adaptado para proporcionar enfriamiento para componentes que generan calor dentro del pórtico. En una realización de ejemplo de esta invención, el sistema de enfriamiento incluye una unidad de enfriamiento de tipo ventilador por soplado montada en la fuente. El sistema de enfriamiento permite realizar múltiples escaneos en rápida sucesión mediante el dispositivo de imagen radiológica con una acumulación de calor  
20 mínima.

Según otra realización más de ejemplo de esta invención, el dispositivo de imagen radiológica incluye además un dispositivo de inclinación de la fuente que se conecta a la fuente y un aparato de traslación configurado para trasladar el detector. El dispositivo de inclinación de la fuente está adaptado para posicionar la fuente y, por lo tanto,  
25 el eje central de propagación de la radiación en diversos ángulos dependiendo del escaneo deseado. En una realización de ejemplo de esta invención, el dispositivo de inclinación de la fuente incluye un motor conectado a un sistema de pistón extensible que se acopla con una placa de montaje de la fuente y un pivote en el que se monta la fuente. El dispositivo de inclinación de la fuente permite un escaneo dinámico que usa continuamente una distancia de desplazamiento óptima y mayores volúmenes objetivo para escanear por el pórtico, aumenta el campo de visión (FOV) al alterar el ángulo de radiación emitido por la fuente, y optimiza la focalización del haz manteniendo el haz de radiación más fuerte enfocado en el dispositivo receptor. El dispositivo de inclinación de la fuente reduce aún más la necesidad de un colimador que utilice una gran abertura, emisión de gran angular y múltiples fuentes de emisión, lo que es beneficioso dado que estos otros componentes, si se usan, presentan una mayor dificultad técnica, coste, requisitos de potencia, riesgos de seguridad (debido a la emisión), y calidad de imagen inferior.  
35

En otra realización de ejemplo de esta invención, el dispositivo de imagen radiológica también incluye un aparato de traslación dispuesto (i) para desplazar el al menos un detector con respecto a la fuente, y (ii) para desplazar el al menos un detector horizontalmente con respecto a los bordes interiores del pórtico (es decir, de lado a lado). En una realización de ejemplo adicional de esta invención, el aparato de traslación incluye una placa de traslación en la que  
40 está montado el al menos un detector, un primer accionador lineal para mover el al menos un detector a lo largo de una primera dirección de traslación y un segundo accionador lineal para mover el al menos un detector a lo largo de una segunda dirección de traslación. En otra realización de ejemplo más de esta invención, la primera dirección de traslación es sustancialmente perpendicular al eje central de propagación y la segunda dirección de traslación es sustancialmente paralela al eje central de propagación. El aparato de traslación permite el escaneo dinámico,  
45 utilizando vías elípticas y otras vías de panel giratorio, obteniendo escáneres de al menos una parte del paciente con una calidad de imagen mejorada, aumentando el espacio libre del orificio del pórtico para los procedimientos de escaneo y aumentando las capacidades de diámetro de escaneo.

En una realización de ejemplo de esta invención, el al menos un detector incluye al menos un sensor de panel plano y/o al menos un sensor lineal. En una realización de ejemplo en la que el al menos un detector es un sensor de panel plano, el sensor de panel plano es operable de manera seleccionable en al menos un modo de panel plano y un modo de sensor lineal obtenido, por ejemplo, activando una o más filas de píxeles que son, preferentemente, sustancialmente perpendiculares al eje del orificio. En una realización de ejemplo adicional de esta invención, en el modo de panel plano, el sensor realiza al menos una de fluoroscopia y tomografía, y, en el modo de sensor lineal,  
50 realiza al menos una de radiografía y tomografía.  
55

En otra realización de ejemplo, la inclusión de el al menos un aparato de rotación de pórtico horizontal, aparato de rotación de pórtico vertical, sistema de elevación, sistema de soporte rodante, sistema de enfriamiento, dispositivo de inclinación de la fuente y aparato de traslación, analizados anteriormente, en el dispositivo de imagen radiológica  
60 permite disminuir el espesor del pórtico. Al disminuir el espesor del pórtico, se puede mejorar la facilidad de acceso

al sujeto durante el posicionamiento y la adquisición de imágenes.

En realizaciones de ejemplo adicionales, el al menos un aparato de rotación de pórtico horizontal, aparato de rotación de pórtico vertical, sistema de elevación, sistema de soporte rodante, sistema de enfriamiento, dispositivo de inclinación de la fuente y aparato de traslación, analizados anteriormente, también podrían incluirse con los dispositivos de imágenes radiológicas según a una o más de las realizaciones de ejemplo descritas en las solicitudes de patentes provisionales de los EE. UU. n.º 61/932.024, 61/932.028, 61/932.034 y 61/944.956.

Se desvela un procedimiento para adquirir una imagen radiológica de al menos una parte de un paciente ubicado en un pórtico. El procedimiento incluye hacer que una fuente emita radiación que atraviesa al menos una parte del paciente, en la que la radiación define un eje central de propagación. Además, el procedimiento incluye recibir la radiación en un detector y enviar señales de datos desde el detector a una unidad de control. El procedimiento incluye además girar continuamente la fuente y el detector con un aparato de rotación de pórtico horizontal alrededor de un eje de orificio del pórtico, y adquirir, en la unidad de control, una imagen de las señales de datos recibidas continuamente desde el detector mientras el aparato de rotación de pórtico horizontal gira continuamente la fuente que emite la radiación y el detector que recibe la radiación, para escanear la al menos una parte del paciente.

El procedimiento para adquirir una imagen radiológica incluye además montar el pórtico en un mecanismo de transporte configurado para transportar el pórtico. El pórtico se gira alrededor de un eje vertical utilizando un aparato de rotación de pórtico vertical. Además, el procedimiento incluye levantar un primer lado del mecanismo de transporte con un primer sistema de elevación y levantar un segundo lado del mecanismo de transporte con un segundo sistema de elevación. El procedimiento puede incluir proyectar sobre el paciente al menos un marcador de guía de posicionamiento desde al menos un láser de posicionamiento montado en el pórtico.

El procedimiento para adquirir una imagen radiológica incluye ajustar al paciente usando un sistema de soporte de rodillo que se monta en el pórtico. El procedimiento incluye enfriar la fuente usando un sistema de enfriamiento conectado a la fuente. El procedimiento puede incluir inclinar la fuente usando un dispositivo de inclinación de la fuente que se conecta a la fuente y trasladar una posición del detector en relación con el paciente con un aparato de traslación.

Otras características se harán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada tomada junto con los dibujos adjuntos, que ilustran a modo de ejemplo, las características de las diversas realizaciones.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Las enseñanzas reivindicadas y/o descritas en esta invención se describen adicionalmente en términos de realizaciones ejemplares. Estas realizaciones ejemplares se describen en detalle con referencia a los dibujos. Estas realizaciones son realizaciones ejemplares no limitativas, en las que los números de referencia similares representan estructuras similares a lo largo de las diversas vistas de los dibujos, y en las que:

- La figura 1 ilustra un dispositivo de imagen radiológica según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 2A ilustra una sección parcial que muestra la estructura interna del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1.
- La figura 2B ilustra una tabla que contiene relaciones predeterminadas para configurar una fuente de rayos X, según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 2C ilustra un subconjunto fuente del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1 según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 3A ilustra otra vista, parcialmente en sección transversal del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1.
- La figura 3B ilustra una vista parcial de una realización de ejemplo del aparato de rotación de pórtico horizontal del dispositivo de imagen radiológica de la figura 3A.
- La figura 3C ilustra otra vista parcial de la realización de ejemplo del aparato de rotación horizontal del dispositivo de imagen radiológica de la figura 3B.
- La figura 4A ilustra una vista parcial de una realización de ejemplo del aparato de rotación de pórtico vertical del dispositivo de imagen radiológica de la figura 2A.
- La figura 4B ilustra más detalles, parcialmente en sección, de la realización de ejemplo del aparato de rotación de pórtico vertical de la figura 4A.
- La figura 5A ilustra una vista prospectiva de un sistema de elevación según una realización de ejemplo de esta invención. La figura 5B ilustra una vista superior parcial de la realización de ejemplo del sistema de elevación de la figura 5A.

- La figura 5B ilustra una vista superior parcial de la realización de ejemplo del sistema de elevación de la figura 5A.
- La figura 5C ilustra una vista en sección del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1 incluyendo el sistema de soporte rodante y el sistema de elevación según una realización de ejemplo de esta invención.
- 5 La figura 6A ilustra una configuración del sistema de enfriamiento según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 6B ilustra una configuración del dispositivo de inclinación de la fuente según una realización de ejemplo de esta invención.
- 10 La figura 6C ilustra el aparato de traslación del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1 según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 7A ilustra un modo matricial de un subconjunto de sensor de panel plano del dispositivo de imagen de la figura 1 según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 7B ilustra un modo de sensor lineal de un subconjunto de sensor de panel plano del dispositivo de imagen de la figura 1 según una realización de ejemplo de esta invención.
- 15 La figura 8 es un diagrama de flujo que ilustra un procedimiento de obtención de imágenes según una realización de ejemplo de esta invención.
- La figura 9A ilustra un subconjunto de pórtico con una porción cortada, según una realización de ejemplo del dispositivo de imagen radiológica de la figura 1.
- La figura 9B ilustra una vista en perspectiva del subconjunto de pórtico que se muestra en la figura 9A.
- 20 La figura 10 ilustra un diagrama de bloques de un sistema informático de ejemplo del dispositivo de imagen radiológica que se muestra en la figura 1.
- La figura 11 ilustra una vista prospectiva parcial de una realización de ejemplo de un mecanismo de transporte del dispositivo de imagen radiológica que se muestra en la figura 1.
- La figura 12A ilustra una vista parcial de una configuración del sistema de soporte de rodillo según una realización de ejemplo en esta invención.
- 25 La figura 12B ilustra una vista parcial de una configuración del sistema de soporte de rodillo que se muestra en la figura 12A.
- Las figuras 13A y 13B ilustran el dispositivo de imagen radiológica que se muestra en la figura 1 que es usado con un paciente equino según una realización de ejemplo de esta invención.
- 30 La figura 14 ilustra un gráfico según el cual se controlan la emisión de rayos X por la fuente de radiación y la adquisición de imágenes a través del detector de radiación del dispositivo de imagen radiológica.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

- 35 Cada una de las características y enseñanzas descritas en esta invención puede utilizarse por separado o junto con otras características y enseñanzas para proporcionar un dispositivo o sistema de imagen radiológica con una cama. Ejemplos representativos que utilizan muchas de estas características y enseñanzas adicionales, tanto por separado como en combinación, se describen con más detalle con referencia a las figuras adjuntas. Esta descripción detallada está destinada simplemente a enseñar a un experto en la materia más detalles para poner en práctica aspectos de
- 40 las presentes enseñanzas y no pretende limitar el alcance de las reivindicaciones. Por lo tanto, las combinaciones de las características desveladas anteriormente en la descripción detallada pueden no ser necesarias para poner en práctica las enseñanzas en el sentido más amplio, y en su lugar se enseñan simplemente para describir ejemplos particularmente representativos de las presentes enseñanzas.
- 45 En la descripción a continuación, solo con fines explicativos, se expone una nomenclatura específica para proporcionar una comprensión exhaustiva de la presente descripción. Sin embargo, será evidente para un experto en la materia que no se requieren estos detalles específicos para poner en práctica las enseñanzas de la presente descripción.
- 50 Algunas partes de las descripciones detalladas en esta invención se presentan en términos de procedimientos y representaciones simbólicas de operaciones en bits de datos dentro de la memoria de un ordenador. Estas descripciones y representaciones de procedimientos son los medios utilizados por los expertos en las técnicas de procesamiento de datos para transmitir de manera más eficaz la esencia de su trabajo a otros expertos en la materia. Aquí hay un procedimiento, y generalmente, concebido como una secuencia de etapas autoconsistente que
- 55 conduce a un resultado deseado. Las etapas son aquellas que requieren manipulaciones físicas de cantidades físicas. Por lo general, aunque no necesariamente, estas cantidades toman la forma de señales eléctricas o magnéticas capaces de almacenarse, transferirse, combinarse, compararse y manipularse de otro modo. En ocasiones ha resultado conveniente, principalmente por razones de uso común, referirse a estas señales como bits, valores, elementos, símbolos, caracteres, términos, números o similares. Las etapas no están destinadas a
- 60 realizarse de una manera secuencial específica a menos que se designe específicamente como tal.

- Los procedimientos o procedimientos presentados en esta invención no están inherentemente relacionados con ningún ordenador u otro aparato en particular. Se pueden usar diversos dispositivos de uso general, servidores de ordenador u ordenadores personales con programas conforme a las enseñanzas de esta invención, o puede resultar conveniente construir un aparato más especializado para realizar las etapas del procedimiento. La estructura para una diversidad de estos dispositivos aparecerá a partir de la descripción a continuación. Se apreciará que se pueden usar una diversidad de lenguajes de programación para implementar las enseñanzas de la descripción como se describe en esta invención.
- 10 Además, las diversas características de los ejemplos representativos y las reivindicaciones dependientes se pueden combinar de formas que no se enumeran específicamente y explícitamente para proporcionar realizaciones útiles adicionales de las presentes enseñanzas. También cabe señalar expresamente que todos los intervalos de valores o indicaciones de grupos de entidades desvelan todos los valores intermedios o entidades intermedias posibles para los fines de la descripción original. También cabe señalar expresamente que las dimensiones y las formas de los componentes mostrados en las figuras están diseñadas para ayudar a comprender cómo se ponen en práctica las presentes enseñanzas, pero no para limitar las dimensiones y las formas mostradas en los ejemplos.

Con referencia a las figuras 1-14, el número de referencia 1 denota un dispositivo de imagen radiológica.

- 20 Las diferentes realizaciones del dispositivo de imagen radiológica 1, como se desvela en esta invención, son útiles tanto en las aplicaciones médicas como veterinarias para realizar imágenes radiológicas de al menos una parte de la anatomía interna de un paciente. En particular, el dispositivo de imagen radiológica 1 es útil para realizar escáneres bidimensionales y tridimensionales y, específicamente, para realizar selectivamente una radiografía, una tomografía (por ejemplo, tomografía computarizada), una fluoroscopia o una multimodalidad (véase, por ejemplo, las figuras 13A y 13B que ilustran una realización de ejemplo del dispositivo de imagen radiológica 1 que se usa con un paciente equino).

- Con referencia a la figura 1, se muestra una vista en perspectiva tridimensional de una realización del dispositivo de imagen radiológica 1 configurado para su uso en la realización de escáneres bidimensionales y tridimensionales en el cuerpo de un paciente. El dispositivo de imagen radiológica 1 incluye un pórtico 20 que define un eje preferido de extensión 20a (indicado en la figura 2c) y una zona de análisis 20b en la que se coloca al menos parte de la parte del cuerpo del paciente a ser fotografiado.

- El pórtico también incluye un mecanismo de transporte 25 y una unidad de control 30.

- 35 La unidad de control 30 del dispositivo de imagen radiológica 1 está montada en el pórtico 20 (como se muestra en las figuras 1, 9A y 9B) y es capaz de controlar el pórtico 20 transfiriendo datos y la señal de comando al pórtico 20 utilizando medios de comunicación. Sin embargo, en algunas realizaciones, la unidad de control 30 puede alojarse en una unidad independiente (no mostrada) tal como, por ejemplo, un carro de puesto de trabajo, o puede estar formada por múltiples partes, tales como, una primera parte montada en el pórtico 20 y una segunda parte alojada en una unidad independiente. Estos ejemplos son de naturaleza meramente ilustrativa y, en otras realizaciones, la unidad de control 30 puede ubicarse en otras posiciones y ubicaciones, además de aquellas descritas anteriormente.

- El pórtico 20 está montado en el mecanismo de transporte 25 (por ejemplo, un carro) para ser transportado a la ubicación deseada. En una realización de ejemplo, el mecanismo de transporte 25 incluye al menos cuatro ruedas 24 que están montadas en el mecanismo de transporte 25 a través de los soportes 22. En una realización preferida de la invención, los soportes 22 tienen forma de v (como se muestra en las figuras 1 y 11) para acomodar ruedas 24 de diferentes tamaños, manteniendo todavía el mecanismo de transporte 25 tan cerca del piso como sea posible. Además, los soportes en forma de v permiten que el diámetro de cada una de las ruedas 24 sea sustancialmente igual o preferentemente, sustancialmente mayor que la distancia entre el mecanismo de transporte 25 y el piso, lo que ayuda a mantener una distancia constante entre el mecanismo de transporte 25 y el piso. La distancia entre el mecanismo de transporte 25 y el piso se mantiene en un valor relativamente pequeño, permitiendo así que aumente el tamaño del pórtico 20. Sin embargo, un experto en la materia comprenderá que también se puede utilizar cualquier otra forma adecuada para los soportes 22 y/o cualquier otro medio para unir las ruedas 24 al mecanismo de transporte 25.

- En una realización, la figura 2A muestra una vista en perspectiva tridimensional más detallada del pórtico 20 y los componentes asociados del dispositivo de imagen radiológica 1, como se muestra en la figura 1. El pórtico 20 en el dispositivo de imagen radiológica 1 incluye un contenedor 99 dentro del cual se alojan los diversos componentes utilizados para realizar el escáner radiológico (véase, por ejemplo, la figura 1). El contenedor 99 del pórtico 20 aloja

una fuente de radiación 21 o la fuente de rayos X (como en la figura 2A) con un eje central de propagación 21a (mostrado en la figura 2C), un detector de radiación 102 o el detector (como en la figura 6C) para recibir la radiación emitida por la fuente de radiación 21. El pórtico 20 incluye además una zona de análisis 20b en la que se coloca todo el cuerpo del paciente o una parte del cuerpo en particular a fotografiar durante el escaneo. En algunas realizaciones, el pórtico 20 también incluye un sistema de posicionamiento láser que incluye al menos un láser horizontal 72 y un láser vertical 74 (figuras 9A y 9B).

La fuente de radiación 21 o la fuente de rayos X (como en la figura 2A) emite radiación capaz de atravesar el cuerpo del paciente y puede interactuar con los tejidos y fluidos presentes en el cuerpo del paciente. En una realización, la fuente de radiación 21 o la fuente de rayos X (como en la figura 2a) emite radiaciones ionizantes y, más particularmente, rayos X. Opcionalmente, el dispositivo de imagen radiológica 1 incluye un colimador adyacente a la fuente de radiación 21 para enfocar la radiación en el detector de radiación 102 o el detector (como en la figura 6C) y modificar el campo de radiación para ajustarlo a la posición del detector de radiación 102 o el detector (como en la figura 6C).

La figura 2C muestra una vista en perspectiva más detallada de la fuente de radiación 21, como se muestra en la figura 1 y sus componentes asociados. Como se mencionó anteriormente, el colimador 76 que se usa para enfocar la radiación del detector de radiación 102 incluye un filtro de rayos X 76a colocado entre la fuente de radiación 21 y el detector de radiación 102. El filtro de rayos X 76a modifica la forma del haz de radiación (por ejemplo, rayos X) emitido desde la fuente de radiación 21. El filtro de rayos X 76a también modifica la distribución de energía de la radiación emitida a lo largo del eje de propagación 21a mediante la absorción de los rayos X de baja potencia antes de atravesar los rayos X al paciente. En una realización, el filtro de rayos X 76a incluye un material laminar (por ejemplo, una lámina de aluminio y/o cobre) de espesor predeterminado adecuado para absorber la radiación. El espesor de la lámina absorbente de radiación se calcula a lo largo del eje de propagación 21a.

En otra realización de ejemplo de esta invención, una pluralidad de filtros de rayos X 76a (no mostrados) se almacenan en diferentes ubicaciones en el pórtico 20. Cada filtro de rayos X 76a de los múltiples filtros de rayos X difiere de otros al menos en términos de material (como una lámina de aluminio y/o cobre) de la lámina o el espesor de la lámina. La unidad de control 30 puede hacer que un mecanismo motorizado (no mostrado) provisto dentro del pórtico 20 recupere un filtro de rayos X seleccionado (por ejemplo, seleccionado por la unidad de control 30 de una manera que se describirá adicionalmente a continuación en esta invención) del almacenamiento y posicione el filtro de rayos X seleccionado delante de la fuente 21.

En una realización de ejemplo adicional de esta invención, el operador introduce información específica del paciente, por ejemplo, los tipos de procedimientos de obtención de imágenes (por ejemplo, fluoroscopia, tomografía o radiografía) que se realizarán en el paciente, la especie del paciente (por ejemplo, humano o animal), el peso del paciente, el tipo de tejido a fotografiar o similares, en la unidad de control 30. Sobre la base de la información introducida, la unidad de control 30 configura automáticamente una dosis de radiación óptima para ser utilizada en el paciente por el dispositivo de imagen radiológica 1. Además, basándose en algunas relaciones predeterminadas entre la información específica del paciente diferente, la unidad de control 30 determina la energía de emisión de los rayos X y/o el tipo de filtro de rayos X 76a que se colocará delante de la fuente de radiación 21.

Ejemplos de dichas relaciones predeterminadas se muestran en la tabla de la figura 2B, que se definen conforme a las tablas de búsqueda, algoritmos de enunciados condicionales y/o fórmulas matemáticas implementadas en la unidad de control 30. En consecuencia, el dispositivo de imagen radiológica 1 puede realizar el procedimiento de obtención de imagen seleccionado con una dosis de rayos X que sea segura tanto para el paciente como para el operador, manteniendo una calidad de imagen óptima. La energía de emisión de los rayos X depende de parámetros, tales como el voltaje del tubo de rayos X, la corriente del tubo de rayos X y el tiempo de exposición.

Por ejemplo, la unidad de control 30 puede realizar la determinación antes mencionada de la energía de emisión de rayos X y/o seleccionar un tipo de filtro de rayos X basado en relaciones predeterminadas (por ejemplo, definidas conforme a la(s) tabla(s) de búsqueda, algoritmo(s) de enunciados condicional(es) y/o fórmula(s) matemática(s) implementada(s) en la unidad de control 30, aunque estos ejemplos no son limitantes) entre la información del paciente, el procedimiento de obtención de imagen radiológica seleccionado para realizarse, la energía de emisión de rayos X y los materiales y espesores de los filtros de rayos X disponibles en la pluralidad de filtros de rayos X ubicados dentro del pórtico. Ejemplos de dichas relaciones predeterminadas se muestran en la tabla de la figura 2b. A modo de ejemplo y no de limitación, si al introducir la información específica del paciente en la unidad de control 30, un operador especifica que se debe realizar una tomografía de alta resolución en tejidos duros (por ejemplo, una región del tórax), la unidad de control 30 puede determinar los parámetros de funcionamiento de la fuente de radiación 21 para dicha especificación utilizando una tabla de búsqueda (por ejemplo, la figura 2C). Específicamente,



usando la tabla de búsqueda de la figura 2C, la unidad de control 30 puede determinar que la entrada mencionada anteriormente se correlaciona con los parámetros de funcionamiento para la fuente de radiación 21 de 100 kV y 60 mA durante 5 ms, y para el filtro de rayos X 76a con una lámina de aluminio de 3 mm de espesor y una lámina de cobre de 0,2 mm de espesor (figura 2B). Como otro ejemplo, si un operador especifica (por medio de la unidad de control 30) que la tomografía de alta resolución se realizará en tejidos blandos (por ejemplo, una región abdominal), la unidad de control 30 determina, a través de la tabla de búsqueda de la figura 2C, que la entrada mencionada anteriormente se correlaciona con los parámetros de funcionamiento para la fuente de radiación 21 de 60 kV y 60 mA durante 10 ms y un filtro de rayos X 76a con una lámina de aluminio de 2 mm de espesor (véase la figura 2B). Dichas variables se pueden ajustar según el objetivo que se escanea.

En otra realización más, la fuente de radiación 21 emite un haz en forma de cono o un haz de radiación en forma de abanico usando el colimador 76, que puede modificar la forma del haz. El colimador 76, como se muestra en la figura 2C, incluye al menos dos placas móviles 78, preferentemente, cuatro placas móviles, que rodean el área de emisión de rayos X y, por lo tanto, bloquean sustancialmente la radiación. Un operador puede colocar las placas móviles 78 del colimador 76 en una configuración abierta, una configuración de hendidura o entre esas configuraciones utilizando un mecanismo motorizado (no mostrado) controlado por la unidad de control 30. El operador también puede configurar las placas móviles 78 a lo largo un eje de traslación que es sustancialmente perpendicular al eje de propagación 21a y sustancialmente perpendicular o paralelo al eje de extensión 20a, utilizando el mecanismo motorizado controlado por la unidad de control 30.

En algunas realizaciones, el mecanismo motorizado incluye al menos un motor independiente para cada placa móvil 78 y un motor adicional para el filtro de rayos X 76a. Cuando el colimador 76 se configura en la configuración abierta, la radiación de la fuente de radiación 21 no se bloquea y viaja a lo largo del eje de propagación 21a en la forma de un cono. Sin embargo, cuando el colimador 76 está configurado como una hendidura, una parte de la radiación de la fuente de radiación 21 está bloqueada, y por lo tanto la radiación no bloqueada se propaga a lo largo del eje de propagación 21a en la forma de un abanico (es decir, una sección transversal de la radiación en forma de cono) orientado en un plano perpendicular a la dirección de extensión 20a. Por tanto, en una realización de ejemplo de esta invención, un operador puede configurar la fuente 21 para emitir un haz en forma de cono o un haz en forma de abanico en virtud del colimador 76, y realizar diferentes tipos de imágenes con el dispositivo de imagen radiológica 1, por ejemplo, tomografía de haz cónica o tomografía de haz en abanico, respectivamente.

En otra realización, la forma del haz de radiación emitida por la fuente de radiación 21 puede modificarse colocando un medio de filtrado (no mostrado) en la parte superior de la fuente de radiación 21 para enfocar el haz de radiación sobre el objetivo. En particular, en una realización, la fuente de radiación 21 puede emitir radiación en una pluralidad de haces de radiación en forma de abanico utilizando los medios de filtrado. Al usar una pluralidad de haces en forma de abanico, la calidad de imagen de la imagen escaneada se puede mejorar debido, entre otras cosas, a la reducción de la dispersión de luz en comparación con la emisión de radiación en forma de cono. En otra realización más, los medios de filtrado incluyen, por ejemplo, uno o más filtros, una o más rejillas o un diafragma ajustable. Además, en otra realización, los medios de filtrado pueden incluir uno o más filtros apilables o rejillas apilables. En algunas realizaciones, los medios de filtrado son móviles.

En una realización, el sistema de posicionamiento láser, que incluye láser horizontal 72 y láser vertical 74, se usa junto con una cama ajustable. El sistema de posicionamiento láser, cuando se activa en la unidad de control 30, proyecta marcadores visuales sobre el paciente para facilitar el posicionamiento del paciente en una cama dentro de la zona de análisis 20b. Se pueden encontrar más detalles en las solicitudes de patentes provisionales de los EE.UU. n.º 61/932.034 y 61/944.956.

Con referencia nuevamente a los dibujos y más particularmente a las figuras 9A y 9B, se muestra una realización del pórtico 20 del dispositivo de imagen radiológica 1 de la figura 1. Como se mencionó anteriormente, el sistema de posicionamiento láser está montado en el pórtico 20 e incluye al menos un láser horizontal 72 y/o al menos un láser vertical 74. El láser horizontal 72 proyecta marcadores visuales horizontales 73 para ayudar al operador a ajustar la altura y la inclinación del paciente y el láser vertical 74 proyecta un marcador de arriba hacia abajo 75 para ayudar al operador a ajustar el centrado lateral del paciente con respecto al pórtico 20. El operador ajusta la posición del paciente observando la posición del paciente con respecto a los marcadores láser proyectados 73 y 75, y por lo tanto con respecto a la zona de análisis 20b. A continuación, el operador reposiciona manualmente al paciente en la cama ajustando los controles de la cama (no se muestra en las figuras 9A y 9B) hasta que el paciente esté en la posición correcta para la obtención de imágenes. En una realización, se proporcionan dos láseres horizontales mutuamente oblicuos 72 para intersectar recíprocamente y definir un segmento marcador horizontal. En la realización de ejemplo, los dos láseres horizontales 72 proyectan marcadores visuales en ángulos opuestos entre sí a lo largo de un eje inclinado.

En algunas realizaciones, en la zona de análisis 20b, el detector de radiación 102 está ubicado frente a la fuente de radiación 21 y el colimador 76 para detectar la radiación una vez que ha atravesado la parte del cuerpo del paciente a ser examinada. Una vez que se recibe la radiación, el detector de radiación 102 convierte la radiación recibida en una señal eléctrica equivalente y transfiere la señal a la unidad de control 30 a una velocidad de cuadro particular. Una vez recibida, la unidad de control 30 procesa las señales de datos para adquirir imágenes. Un procedimiento ejemplar para controlar la emisión de radiación por la fuente y la detección de la radiación por el dispositivo receptor se describirá más detalladamente a continuación.

10 En una realización, el pórtico 20 incluye un aparato de rotación de pórtico horizontal 40 (figuras 3A-3C) para girar la fuente de radiación 21 y el detector de radiación 102 juntos alrededor del eje de extensión 20a para permitir que el dispositivo de imagen radiológica 1 realice un escáner de 360° de la parte del paciente que se ha colocado en la zona de análisis 20b (figura 1). En otra realización, el aparato de rotación de pórtico horizontal 40 gira la fuente de radiación (rayos X) 21 y el detector de radiación 102 rápidamente alrededor del eje del orificio del pórtico 100 (figura 1) para obtener un escáner volumétrico de un paciente. La rotación rápida de la fuente y el dispositivo receptor alrededor del eje del orificio del pórtico 100 (es decir, el eje de extensión 20a) usando el aparato de rotación del pórtico horizontal 40, se puede lograr con gran estabilidad mientras se minimiza el deslizamiento.

En algunas realizaciones, el aparato de rotación de pórtico horizontal 40 incluye un anillo de fuente/detector de pórtico 103 o un anillo de fuente/detector de pórtico de la figura 3B en el que se montan la fuente de radiación 21 y el detector de radiación 102, y un anillo estático 104 que conecta el anillo de fuente/detector de pórtico 103 al mecanismo de transporte 25. En una realización, el anillo de fuente/detector de pórtico 103 se puede unir al anillo estático 104 en voladizo.

25 El aparato de rotación de pórtico horizontal 40 incluye además un motor de rotación 105 o motor de rotación de eje de pórtico horizontal (figuras 3B-3C) que es integral con el anillo estático 104, una caja de engranajes 106 o una caja de engranajes de rotación del eje del pórtico horizontal que es accionada por el motor 105, y un cojinete giratorio 107 o un cojinete de rotación del eje del pórtico horizontal de la figura 3B interpuesto entre los anillos. El cojinete giratorio 107 incluye un elemento de cojinete de bajo deslizamiento y está conectado a la caja de engranajes 106. El cojinete giratorio 107 que está alojado dentro del pórtico 20, impulsa la rotación del anillo de fuente/detector de pórtico 103 a través de un contacto giratorio del cojinete giratorio 107 al anillo de fuente/detector de pórtico 103. En particular, el motor 105 acciona la caja de engranajes 106, que a su vez hace girar el cojinete giratorio 107, que, por lo tanto, gira, con respecto al anillo estático 104, el anillo de fuente/detector de pórtico 103 a través del contacto entre estos dos elementos. El funcionamiento del motor 105 y, por lo tanto, el cojinete giratorio 107 puede controlarse mediante la unidad de control 30. En algunas realizaciones, se prefiere minimizar el deslizamiento entre el cojinete giratorio 107 y el anillo de fuente/detector de pórtico 103, de modo que estos dos elementos giren sustancialmente al unísono, y la pérdida de control sobre la rotación se minimiza. En algunas otras realizaciones, se desea aumentar la cantidad de fricción entre el cojinete giratorio 107 y el anillo de fuente/detector de pórtico 103 para minimizar el deslizamiento entre estos elementos. La cantidad de fricción se puede aumentar, por ejemplo, produciendo estos elementos a partir de materiales que tienen coeficientes de fricción deseados o añadiendo diversos recubrimientos o texturas a uno o ambos de estos elementos para lograr un coeficiente de fricción deseado.

En una realización, el pórtico 20 incluye además un anillo perforado, seguido por láser 108 o el anillo de seguimiento láser (figura 2A) integrado con el anillo de fuente/detector de pórtico 103 que registra datos relacionados con la rotación del anillo de fuente/detector de pórtico 103 sobre el eje del orificio 100 del pórtico 20. Un emisor láser 109 y un detector 110 (no mostrado) que detecta aberturas (por ejemplo, las perforaciones espaciadas uniforme y angularmente en 0,5 grados) en el anillo perforado seguido por láser 108 a medida que el anillo gira alrededor del eje del orificio 100, se utilizan para registrar datos relacionados con la rotación del pórtico 20. Al registrar los datos relacionados con la rotación del pórtico 20, tanto la orientación como la velocidad del anillo de fuente/detector de pórtico 103 se pueden monitorear y analizar utilizando diversos programas informáticos integrados en la unidad de control 30, que a su vez puede reducir el deslizamiento y los posibles errores en la rotación del pórtico 20. En otra realización, detectando las aberturas en el anillo perforado seguido por láser 108, se puede minimizar el deslizamiento entre el cojinete giratorio 107 y el anillo de fuente/detector de pórtico 103.

55 En algunas realizaciones, el movimiento del anillo de fuente/detector de pórtico 103 se controla mediante un procedimiento estándar de circuito cerrado. En este procedimiento de circuito cerrado, a medida que el anillo de fuente/detector de pórtico 103 gira, el emisor láser 109/detector 110 proporciona pulsos a medida que se detectan las aberturas en el anillo perforado seguido por láser 108. Para determinar si se ha producido un error en el posicionamiento del anillo de fuente/detector de pórtico 103 debido, por ejemplo, al deslizamiento del movimiento, el movimiento de rotación deseado del anillo de fuente/detector de pórtico 103 se define como un ángulo  $\Theta$ .

El siguiente es un procedimiento para minimizar el deslizamiento entre el cojinete giratorio 107 y el anillo de fuente/detector de pórtico 103 del pórtico 20, como se describe en la figura 1. El procedimiento comienza con la aplicación de rotación de aceleración en el anillo de fuente/detector de pórtico 103 hasta que el anillo de

5 fuente/detector de pórtico 103 alcance la velocidad deseada (con cualquier forma de velocidad adecuada). A medida que el anillo de fuente/detector de pórtico 103 se acelera hasta la velocidad deseada, se cuentan los pulsos para calcular el alcance o desplazamiento angular real o verdadero ( $\alpha$ ), que se produce durante el movimiento acelerado. Una vez que el anillo de fuente/detector de pórtico 103 alcanza una velocidad de rotación constante, los pulsos se cuentan continuamente para rastrear la posición angular real (dada por el ángulo  $\beta$ ) del anillo de fuente/detector de

10 pórtico 103. La posición angular real del anillo de fuente/detector de pórtico 103 se puede calcular a partir de la siguiente fórmula:

$$\beta = \Theta - \alpha + \Delta,$$

15 en la que,  $\Delta$  corresponde a un ángulo relativamente pequeño equivalente a unos pocos pulsos. Una vez, el anillo de fuente/detector de pórtico 103 alcanza la posición angular de  $\beta$ , se somete a una desaceleración para detenerlo siguiendo la curva de velocidad utilizada en la fase de aceleración en inversa, de modo que el intervalo angular durante esta fase de desaceleración es sustancialmente igual a  $\alpha$ . En esta realización desvelada, se prefiere que la posición angular final del anillo de fuente/detector de pórtico 103 sea sustancialmente igual a  $\Theta + \Delta$  durante la

20 rotación, ya que la función de  $\Delta$  es asegurar que el número final de pulsos sea al menos igual a el número deseado de pulsos, dado que un pulso extra es aceptable.

En otro procedimiento ejemplar para minimizar el deslizamiento entre el cojinete giratorio 107 y el anillo de fuente/detector de pórtico 103, los valores de  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\Theta$  y  $\Delta$  se definen de la misma manera. Sin embargo, en esta

25 realización, se usa un circuito de velocidad estándar. Además, en esta realización, se define una forma de velocidad (por ejemplo, trapezoidal o en forma de S) para el movimiento punto a punto del anillo de fuente/detector de pórtico 103 de cero (0) a  $\Theta$ , y se calcula una relación entre el ángulo  $\beta$  y la velocidad angular deseada. Para cada pulso detectado, se incrementa un contador, lo que permite el seguimiento del ángulo  $\beta$ . Una vez que el contador alcanza la velocidad angular deseada, es decir,  $\beta = \Theta - \alpha + \Delta$ , de modo que se detecta el último pulso deseado, la rotación del

30 anillo de fuente/detector de pórtico 103 se detiene definitivamente. Por lo tanto, en esta realización ejemplar, el recorrido adicional  $\Delta$  no es necesario para implementar el procedimiento.

La detección de las aberturas (es decir, perforaciones) en el anillo perforado seguido por láser 108 también puede usarse para impulsar la emisión de la radiación a través de la fuente de radiación 21. En particular, en una

35 realización, la detección de cada abertura en el anillo perforado seguido por láser 108 a través de la combinación del emisor láser 109/detector 110 a medida que el anillo gira alrededor del eje del orificio 100 puede utilizarse para impulsar la emisión de la radiación a través de la fuente de radiación 21. Alternativamente, la detección de cualquier otra abertura, o cada tercera abertura, o cada cuarta abertura, etc., en el anillo perforado seguido por láser 108 a través de la combinación del emisor láser 109/detector 110 puede utilizarse para impulsar la emisión de la radiación

40 a través de la fuente de radiación 21.

Según otra realización, la emisión de rayos X por la fuente de radiación 21 y la adquisición de imágenes a través del detector de radiación 102 del dispositivo de imagen radiológica 1 se controlan según el gráfico de la figura 14. En esta realización, un transductor óptico 111, provisto en una posición fija del pórtico 20, proporciona una señal precisa

45 (como se muestra en la figura 14) para cada posición mecánica del anillo de fuente/detector de pórtico 103 con respecto a la resolución requerida. La señal precisa provista por el transductor óptico 111 se genera a medida que cada abertura, o cada dos aberturas, o cada tercera abertura, etc. en el anillo perforado seguido por láser 108 se detecta a través del transductor óptico 111. El número de aberturas detectadas en el anillo perforado seguido por láser 108 depende de la resolución deseada de las imágenes escaneadas (por ejemplo, 720 pulsos/revolución). La

50 señal del transductor óptico 111 se usa para generar una señal de disparo o entrada de disparador de panel plano, como se muestra en la figura 14, para impulsar la adquisición del detector de radiación 102 (por ejemplo, el sensor de panel plano). En consecuencia, el detector de radiación 102 genera una señal dedicada o la habilitación de rayos X (en la figura 14) para indicar que el panel está listo para ser irradiado por la fuente de rayos X.

55 Continuando con la realización con respecto a la figura 14, cuando la señal generada por el detector de radiación 102 o la habilitación de rayos X (en la figura 14) se eleva, los circuitos electrónicos internos del dispositivo de imagen radiológica 1 controlan la fuente de rayos X o la salida de rayos X en la figura 14, para producir una irradiación de la duración deseada. En el caso de que la señal del detector de radiación 102 o la habilitación de rayos X (en la figura 14) baje, el detector de radiación 102 (por ejemplo, el sensor de panel plano) ya no debe irradiarse. La irradiación del

60 detector cuando esta señal es baja (por ejemplo, deshabilitada) conduce a artefactos en las imágenes adquiridas, lo

que a su vez puede conducir a una mala calidad de imagen. En consecuencia, en esta realización, los circuitos electrónicos internos del dispositivo de imagen radiológica 1 evitan que produzcan imágenes de baja calidad. Aunque,

- 5 la realización descrita anteriormente utiliza un único transductor óptico 111, se pueden proporcionar múltiples transductores ópticos para optimizar el escaneo de imágenes por el dispositivo de imagen radiológica 1. Además, en otra realización más, el detector de radiación 102 ya no se irradiará cuando la señal de salida sube o baja y, por lo tanto, cambia, para tener hasta 1440 pulsos/revolución.
- 10 Los componentes específicos y la configuración del aparato de rotación de pórtico horizontal 40 de la realización del dispositivo de imagen radiológica 1, como se analizó anteriormente, pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. En otra realización, por ejemplo, el aparato de rotación de pórtico horizontal 40 puede incluir al menos una de las ruedas horizontales o verticales en una pista de guía, una base con un asiento de rueda para el pórtico, bandas de rodadura, engranajes, un motor de rotación eléctrico, separado por aire, anillos de contacto
- 15 magnéticamente equilibrados o lubricados, motores de accionamiento directo o manipulación manual. Además, un escáner volumétrico del paciente o al menos una parte del paciente puede obtenerse alternativamente, por ejemplo, por medio de un tubo de escáner (por ejemplo, tubo de escáner CT) o utilizando sensores de brazo en C o brazo robótico y montajes de fuente.
- 20 En algunas realizaciones, se proporciona un aparato de rotación de pórtico vertical 112 que permite la rotación del pórtico 20 alrededor de su eje vertical (por ejemplo, eje de propagación 21a) para reducir el perfil del dispositivo de imagen radiológica 1 y, por lo tanto, proporcionar facilidad en el transporte del dispositivo de imagen radiológica 1. En una realización, tanto el aparato de rotación de pórtico horizontal 40 como el aparato de rotación de pórtico vertical 112 pueden incluirse con el dispositivo de imagen radiológica 1.

25

- El aparato de rotación de pórtico vertical 112 incluye una primera placa base giratoria 113 o placa base de rotación axial vertical (figura 2A), que está montada en el pórtico 20 (preferentemente, en el anillo estático 104 descrito anteriormente) y una segunda placa base giratoria 114 o placa de rotación vertical (figura 4A), que está montada en el mecanismo de transporte 25 que soporta el pórtico 20. La primera placa base giratoria 113 descansa arriba y está
- 30 en paralelo con la segunda placa base giratoria 114. La primera 113 y segunda 114 placas base giratorias están separadas por una pluralidad de cojinetes de bolas 115 o cojinetes de bolas de rotación de eje vertical (figura 4A), que están integrados en la primera 113 y segunda 114 placas base giratorias. Cada cojinete de bolas 115 de la pluralidad de cojinetes de bolas 115 está cubierto por una cubierta de cojinete de bolas 116 o una cubierta de cojinete de bolas de rotación vertical (figuras 2A y 4B), provista en la primera placa base giratoria 113. En algunas
- 35 realizaciones, hay al menos, tres, y preferentemente cuatro, cojinetes de bolas 115 para proporcionar triangulación y separación de la primera 113 y segunda 114 placas base de rotación.

- Los cojinetes de bolas 115 del aparato de rotación de pórtico vertical 112 permiten que el pórtico 20 gire alrededor de su eje vertical 101 (figura 3A) a través de la primera placa base giratoria 113 con mínima resistencia o fricción y
- 40 con mayor estabilidad. Un cable de rotación vertical 116 también está unido al pórtico 20 y pasa a través de una vía 147 o vía de cable de rotación vertical (figura 4B), provista en un área entre la primera 113 y segunda 114 placas base giratorias y los cojinetes de bolas 115, de modo que el pórtico 20 se pueda girar manualmente sobre su eje vertical 101 o el eje de rotación, como se muestra en la figura 3A. En esta realización, se supone que el eje vertical 101 es sustancialmente perpendicular al eje del orificio 100 del pórtico 20 e intersecta la primera placa base giratoria
- 45 113 o la placa base de rotación axial vertical (como en la figura 2A).

- En algunas realizaciones, la rotación del pórtico 20 alrededor de su eje vertical 101 puede controlarse mediante la unidad de control 30. Después de la rotación del pórtico 20 alrededor de su eje vertical 101, el pórtico 20 puede bloquearse manualmente en una posición fija. En una realización de esta invención, el aparato de rotación de pórtico
- 50 vertical 112 hace girar el pórtico 20 hasta noventa grados (90°) alrededor de su eje vertical 101.

- Aunque la realización desvelada utiliza cojinetes de bolas 115 integrados en la primera 113 y segunda 114 placas base giratorias, los cojinetes de bolas 115 también podrían colocarse en su posición a través de collares de soporte, recortes o marcos provistos dentro de las placas base, sistemas sin marco y/u otros montajes o restricciones
- 55 diferentes. Los cojinetes de bolas 115 también se pueden proporcionar en cualquier cantidad de formas y tamaños, y en cualquier cantidad que permita la rotación vertical del pórtico 20. Alternativamente, los cojinetes de bolas 115 podrían retirarse por completo y las placas base giratorias 113 y 114 podrían simplemente girar mediante la aplicación de la fuerza apropiada con la presencia de suficiente lubricación. En otra realización, el aparato de rotación de pórtico vertical 112 incluye un sensor (no mostrado) que señala al pórtico 20 y/o al dispositivo receptor
- 60 para desactivar el movimiento a lo largo del eje de extensión 20a, cuando el pórtico 20 se ha girado verticalmente y

está en un modo de transporte. Durante este modo de transporte, el dispositivo receptor puede recopilar imágenes, pero la señal enviada por el sensor evita el movimiento de escaneo lineal del pórtico 20 a lo largo del eje de extensión 20a.

- 5 Los componentes específicos y la configuración del aparato de rotación de pórtico vertical 112 de la realización analizada anteriormente, pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. En otra realización, por ejemplo, el aparato de rotación de pórtico vertical 112 incluye ruedas horizontales o verticales en una pista de guía, una base de tornillo, un motor giratorio eléctrico, planos lubricados, placas separadas por aire, levitación magnética o placas de baja fricción. Alternativamente, otras soluciones para crear diámetros de escaneo grandes con alta capacidad de transporte incluyen, por ejemplo, pórticos plegables/retráctiles/telescopicos, pórticos de tamaños fijos o variables, sistemas de pórtico modulares que se desmontan y se vuelven a montar para su uso, unidades de lecho/pórtico separables y pórticos de forma variable (es decir, brazos en C, etc.)

15 El dispositivo de imagen radiológica 1 está provisto de un sistema de elevación 117, que permite que el dispositivo de imagen radiológica 1 escanee a un paciente a diferentes elevaciones y/o ángulos de inclinación. En consecuencia, el sistema de elevación 117 permite distancias reducidas para escanear objetivos, y la alineación del eje del orificio 100 del pórtico con los ejes objetivo para aumentar la calidad de la imagen y acomodar alturas y volúmenes variables del objetivo. En esta realización, el sistema de elevación 117 puede incluirse con el dispositivo de imagen radiológica 1 en combinación con los aparatos de rotación de pórtico horizontal 40 y vertical 112.

20 El sistema de elevación 117 incluye un dispositivo modular de dos piezas que se desliza por debajo y se conecta a al menos dos lados del mecanismo de transporte 25 que soporta el pórtico 20. En particular, el sistema de elevación 117 incluye al menos un sistema de tijera accionado por pistón orientado horizontalmente 118 o sistema de elevación de tijera (como en la figura 5B), que se conecta al marco de la rueda. Específicamente, el sistema de tijera accionado por pistón 118 se conecta a los soportes en forma de V 22 del mecanismo de transporte 25 en los puntos de conexión del elevador 119 (como en la figura 5A), a través de los pasadores de conexión del elevador 120 (como en la figura 5B). Además, el sistema de elevación 117 incluye una manivela de pistón elevador 121 (como en la figura 5A), que se acciona manualmente, hidráulicamente o mediante un motor eléctrico que está integrado en el sistema de elevación 117 o conectado externamente. Después de colocar y conectar el sistema de elevación 117 a uno o ambos lados del mecanismo de transporte 25, la manivela del pistón elevador 121 del sistema de elevación 117 se acciona para aumentar la altura vertical del sistema de tijera accionado por pistón 118.

35 En algunas realizaciones, la manivela del pistón elevador 121 incluye un sistema de engranaje que empuja los elementos de soporte del sistema de tijera accionado por pistón 118 bilateralmente, a medida que el sistema de engranaje gira, para hacer que los elementos de soporte se suban o bajen. A medida que aumenta la altura vertical del sistema de tijera accionado por pistón 118, se levanta el lado del mecanismo de transporte 25 debajo del cual se coloca el sistema de elevación 117. Si un sistema de elevación 117 se coloca debajo y se conecta a ambos lados del mecanismo de transporte 25, ambos lados del mecanismo de transporte 25 se pueden levantar simultáneamente o independientemente. Además, cada lado del mecanismo de transporte 25 puede levantarse a diferentes elevaciones dependiendo de la obtención de imágenes deseada y/o cada sistema de elevación 117 puede tener diferentes capacidades de altura.

45 Según una realización, los sistemas de elevación 117 pueden controlarse manualmente o uniendo el sistema de elevación 117 a la unidad de control 30 del dispositivo de imagen radiológica 1, que permite la automatización, el control mediante software, puestos de control de dispositivos o un controlador remoto. En particular, en algunas realizaciones, el usuario puede seleccionar la altura y/o inclinación apropiadas del pórtico en la unidad de control 30, y el sistema de elevación 117 puede orientarse por sí mismo en consecuencia, de modo que el usuario puede proceder a continuación con el uso y el escaneo de imágenes. En otra realización, se puede proporcionar una cubierta, tal como una cubierta de goma, para encerrar cada uno de los sistemas de elevación 117, de modo que un paciente no interfiera con los componentes del sistema de elevación 117 durante el posicionamiento del paciente y/o la obtención de imágenes. Además, los cojinetes de bolas 115 pueden proporcionarse debajo de los soportes inferiores del sistema de elevación 117 para permitir la facilidad en el transporte y el posicionamiento del sistema de elevación 117 debajo del mecanismo de transporte 25.

55 Los componentes específicos y la configuración del sistema de elevación 117 de la realización analizada anteriormente pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. En otra realización, por ejemplo, el sistema de elevación 117 puede modificarse de modo que cada rueda o base de rueda del mecanismo de transporte 25 pueda elevarse de forma independiente o simultánea. En otras realizaciones de ejemplo, por ejemplo, el sistema de elevación 117 puede integrarse en el mecanismo de transporte 25 y/o incluir engranajes, motores, pistones hidráulicos (por ejemplo, aire, fluido, etc.), dispositivos inflados con aire, levitadores magnéticos, o manipulación

60

manual. Alternativamente, otras soluciones para obtener escáneres en ángulos diferentes incluyen, por ejemplo, inclinar el pórtico 20 en su base, brazos robóticos para mover el pórtico 20 y/o la fuente de radiación 21 y el al menos un detector de radiación 102, o un brazo en C de geometría variable. En otra realización más, se proporciona un sistema de soporte de rodillo 122 con el dispositivo de imágenes radiológicas 1 que permite que un paciente se  
 5 coloque más fácilmente en una posición deseada dentro del pórtico 20, evitando interferencias con otros componentes (por ejemplo, patas de mesa) del dispositivo de imagen radiológica 1. Además, el sistema de soporte de rodillo 122 proporciona soporte al paciente, la cama del paciente o la extensión de la cama, al tiempo que se configura para subir y bajar para acomodar las alturas del paciente o la mesa y/o las geometrías variables del objetivo. En una realización, el sistema de soporte de rodillo 122 está provisto de al menos uno de los aparatos de  
 10 rotación de pórtico horizontal 40 y/o vertical 112, así como con el sistema de elevación 117.

En una realización, el sistema de soporte de rodillo 122 incluye al menos dos soportes verticales 123 o soporte vertical de soporte de rodillo (como en la figura 5C), que se colocan dentro de un collar vertical 124 o collar vertical de soporte de rodillo, que se montan dentro de una carcasa del pórtico 20. El sistema de soporte de rodillo 122  
 15 incluye además un soporte de rodillo horizontal 50 o soporte de rodillo horizontal, que incluye un rodillo de soporte 125 o rodillo de soporte de rodillo. El rodillo de soporte horizontal 50 está montado de forma reversible en los al menos dos soportes verticales 123. Los al menos dos soportes verticales 123 también se pueden subir o bajar a diferentes alturas utilizando, por ejemplo, pistones o pasadores de fijación.

20 En una realización, la subida y/o bajada de los al menos dos soportes verticales 123 se puede controlar a través de la unidad de control 30 del dispositivo de imagen radiológica 1. En esta realización, el usuario puede seleccionar una altura deseada de los soportes verticales 123 en la unidad de control 30, y el sistema de soporte de rodillo 122 sube o baja en consecuencia. Además, la subida y bajada de los soportes verticales 123 y/o el sistema de soporte de rodillo 122 se puede establecer seleccionando valores o presionando iterativamente un botón en la unidad de control  
 25 30 u otro panel de pantalla provisto con el dispositivo de imágenes radiológicas 1.

En otra realización, el rodillo de soporte horizontal 50 del sistema de soporte de rodillo 122 se desliza dentro de los orificios de montaje provistos dentro de los bordes internos del orificio del pórtico 126 (no mostrado), de modo que el sistema de soporte de rodillo 122 puede integrarse con el pórtico 20. En algunas otras realizaciones, el sistema de  
 30 soporte de rodillo 122 puede incluir un soporte fijo en voladizo 126 que incluye al menos dos elementos en voladizo 60 (como se muestra en las figuras 12A y 12B) unido al soporte de rodillo horizontal 50 y, preferentemente, adecuado para girar con respecto al soporte de rodillo horizontal 50 y el soporte fijo en voladizo 127, para colocar al paciente y/o la mesa, la cama o la extensión de la cama en la posición adecuada. El rodillo de soporte horizontal 50 del sistema de soporte de rodillo 122 puede retirarse por completo del orificio de pórtico 126 y los collares verticales  
 35 124 para aumentar el tamaño del orificio de pórtico 126.

Si bien la realización descrita usa un rodillo de soporte horizontal singular 50 que incluye múltiples barras, puntos de pivote más pequeños, múltiples rodillos y/o una barra o barras en forma de v.

40 Los componentes específicos y la configuración del sistema de soporte de rodillo 122 de la realización analizada anteriormente pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. Alternativamente, se pueden lograr otras soluciones para soportar al paciente, la cama del paciente o la extensión de la cama utilizando, por ejemplo, engranajes de elevación, motores, pistones hidráulicos (por ejemplo, aire, fluido, etc.), dispositivos inflados con aire, levitadores magnéticos, manipulación manual, placas con rodillos, ruedas, lubricación, separadores magnéticos,  
 45 correas, bandas de rodadura o sistemas de engranajes. Además, se podría construir un soporte modular que esté montado en el techo, el pórtico o el mecanismo de transporte 25 (por ejemplo, carro), o se podría emplear una cama independiente especializada, rodante o montada en el techo/piso para soportar un paciente propenso.

En una realización, se proporciona un sistema de enfriamiento 128 para enfriar componentes que generan calor dentro del pórtico 20. El sistema de enfriamiento 128, preferentemente, dispuesto y unido rígidamente al anillo de  
 50 fuente/detector de pórtico 103, permite la realización de múltiples escaneos en rápida sucesión por el dispositivo de imagen radiológica 1 con acumulación mínima de calor. En algunas realizaciones, el sistema de enfriamiento 128 puede estar provisto de al menos uno de los aparatos de rotación de pórtico horizontal 40 y/o vertical 112, así como con el sistema de elevación 117 y/o el sistema de soporte de rodillo 122. En la realización de ejemplo, el sistema de  
 55 enfriamiento 128 incluye una unidad de enfriamiento de tipo ventilador por soplado 129 (figura 2A) montado en el pórtico 20 y conectado a una parte posterior o lado frontal de la fuente de radiación 21 o fuente de rayos X. En particular, el sistema de enfriamiento 128 incluye una unidad de enfriamiento 129 alimentada con fluido (preferentemente alimentada con glicol) con un ventilador de la unidad de enfriamiento 130 o un ventilador de la unidad de enfriamiento (como en la figura 6A) y líneas de fluido de la unidad de enfriamiento 131 o líneas de glicol  
 60 de la unidad de enfriamiento. El sistema de enfriamiento 128 sopla aire frío a través del ventilador de la unidad de

enfriamiento 130 a través de las líneas de fluido 131 para transferir calor desde las líneas de fluido 131 al aire.

Continuando con la presente realización, la unidad de enfriamiento 129 está montada en el pórtico 20 y se conecta a la parte posterior o al lado frontal de la fuente de radiación 21, de modo que las líneas de fluido "frío" se alimentan desde la unidad de enfriamiento 129 a la fuente de radiación 21 y pasan a través de un depósito de aceite que rodea los componentes de la fuente de radiación 21 para absorber el calor del aceite a través del intercambio de calor líquido-líquido. La fuente de radiación 21 incluye además una bomba, que puede recircular el aceite en el depósito de aceite para calentar uniformemente el aceite y, por lo tanto, para permitir un mejor intercambio de calor líquido-líquido. Las líneas de fluido "calientes" que absorben el calor del aceite se vuelven a introducir a continuación en la unidad de enfriamiento 129 para enfriarlas usando el ventilador de la unidad de enfriamiento 130 y así completar el ciclo. Las funciones del sistema de enfriamiento 128 pueden ser, por ejemplo, continuas o controladas a través de la unidad de control 30. En particular, en una realización, el sistema de enfriamiento 128 está conectado a la unidad de control 30 con una PC o PLC, que controla la fuente de radiación 21 y las lecturas del sistema de enfriamiento 128, por ejemplo, la temperatura de la unidad de enfriamiento 129 (mediante un sensor de temperatura dispuesto en las líneas de fluido y/o el depósito de aceite), puede mostrarse en la interfaz de la PC, PLC o la unidad de control de la fuente 21.

Los componentes específicos y la configuración del sistema de enfriamiento 128 de la realización analizada anteriormente pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. Alternativamente, o además del sistema de enfriamiento analizado anteriormente, se puede proporcionar un sistema de enfriamiento 128 en la parte posterior del detector de radiación 102 para proporcionar enfriamiento a los componentes colocados en el lado del detector de radiación 102 del dispositivo de imagen radiológica 1. El enfriamiento también se puede lograr mediante el uso, por ejemplo, de gas, agua u otros refrigerantes en un intercambiador de placas/cuadros, o cualquier otro tipo de intercambiador de calor conocido en la técnica.

En otra realización, se proporciona un dispositivo de inclinación de la fuente 132 con el dispositivo de imagen radiológica 1 para colocar la fuente de radiación 21 y, por lo tanto, el eje central de propagación 21a de la radiación en diversos ángulos dependiendo de la posición de escaneo deseada. En consecuencia, el dispositivo de inclinación de la fuente 132 permite un escaneo dinámico que usa continuamente una distancia de desplazamiento óptima y mayores volúmenes objetivo para escanear por el pórtico 20, lo que a su vez aumenta el campo de visión (FOV) al aumentar el ángulo de radiación emitido por la fuente de radiación 21. El dispositivo de inclinación de la fuente 132 también optimiza la focalización del haz manteniendo el haz de radiación más fuerte enfocado en el detector de radiación 102.

En una realización, el dispositivo de inclinación de la fuente 132 está provisto de al menos uno de los aparatos de rotación de pórtico horizontal 40 y/o vertical 112, así como con el sistema de elevación 117, el sistema de soporte de rodillo 122 y/o el sistema de enfriamiento 128. En la realización de esta invención, el dispositivo de inclinación de la fuente 132 incluye un motor fuera del eje 133 o un motor fuera de eje de la fuente de inclinación (como en la figura 6B), que está conectado a un sistema de pistón 134 o sistema de pistón de la fuente de inclinación, que está montado en una placa de montaje de la fuente 135 en la que está montada la fuente de radiación 21 o fuente de rayos X. La placa de montaje de la fuente 135 está montada en el pórtico 20 a través de un soporte de pivote 136 o soporte de pivote de la fuente de inclinación.

El dispositivo de inclinación de la fuente 132 permite el reposicionamiento de la fuente de radiación 21 y/o el ángulo de emisión de radiación accionando el motor fuera del eje 133 y, por lo tanto, el sistema de pistón 134. En particular, cuando el motor fuera del eje 133 es accionado, un eje de accionamiento del motor fuera del eje 133 gira y esta rotación se convierte en una extensión lineal o una retracción lineal a través del sistema de pistón 134. Dado que el sistema de pistón 134 está conectado a la placa de montaje de la fuente 135, la extensión lineal o la retracción del sistema de pistón 134 empuja o tira hacia atrás la placa de montaje de la fuente 135, lo que hace que la placa de montaje de la fuente 135 gire libremente alrededor del punto de pivote; de ese modo, desplazando el ángulo de la fuente de radiación 21 y/o el ángulo de emisión de radiación. La conducción del motor fuera del eje 133 para permitir que el dispositivo de inclinación de la fuente 133 desplace el ángulo de la fuente de radiación 21 a un ángulo deseado de emisión de radiación se puede controlar a través de la unidad de control 30.

En una realización, el usuario selecciona el ángulo deseado de la fuente de radiación 21 en la unidad de control 30, y el dispositivo de inclinación de la fuente 132 orienta la fuente de radiación 21 en consecuencia, de modo que el usuario puede continuar a continuación con el escaneo de la imagen. En algunas otras realizaciones, el dispositivo de inclinación de la fuente 132 se usa en combinación con el colimador 76 que tiene una ventana ajustable, que proporciona al dispositivo de imagen radiológica 1 un gran control sobre el FOV. En otra realización, la fuente de radiación 21 se inclina a través del dispositivo de inclinación de la fuente 132 en diversos grados, para permitir un

ángulo de radiación optimizado con respecto al escaneo y al volumen objetivo involucrado. Por ejemplo, en una realización, la fuente de radiación 21 está inclinada de aproximadamente 20 grados a aproximadamente 40 grados. En otra realización, la fuente se inclina a través del dispositivo de inclinación de la fuente 132 desde aproximadamente -17,5 grados a aproximadamente +17,5 grados desde su posición de "reposo", proporcionando así un barrido de ángulo total de aproximadamente 35 grados.

Los componentes específicos y la configuración del dispositivo de inclinación de la fuente 132 de la realización analizada anteriormente pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. En otra realización, por ejemplo, el dispositivo de inclinación de la fuente 134 incluye engranajes, motores de rotación de accionamiento directo (en el punto de pivote), correas, manipulación manual, cadenas, sistemas de tijera, solenoides, sistemas de proximidad de bajo deslizamiento o montajes de brazo robótico. Alternativamente, otras soluciones de escaneo dinámico para usar continuamente la distancia de desplazamiento óptima y aumentar el FOV pueden incluir, por ejemplo, inclinar el detector de radiación 102 (con o sin inclinar la fuente de radiación 21), aumentar el tamaño del detector de radiación 102 (por lo tanto, aumentar la dosis de radiación), aumentar el detector de radiación 102 y/o la cantidad de la fuente de radiación 21, aumentar el ángulo de emisión de la fuente de radiación 21, trasladar la fuente de radiación 21, o disminuir la distancia entre la fuente de radiación 21 y el detector de radiación 102.

En otra realización más, se proporciona un aparato de traslación 137 que está adaptado (i) para desplazar el detector de radiación 102 con respecto a la fuente de radiación 21, y (ii) para desplazar el detector de radiación 102 horizontalmente con respecto a los bordes internos del pórtico 20 (por ejemplo, de lado a lado). En consecuencia, el aparato de traslación 137 permite obtener escaneos de al menos una parte del paciente con una calidad de imagen mejorada, aumenta el espacio libre del orificio del pórtico 126 para los procedimientos de escaneo, proporciona un escaneo dinámico que usa continuamente la distancia de desplazamiento óptima y aumenta las capacidades de diámetro de escaneo.

En una realización, el aparato de traslación 137 está provisto de al menos uno de los aparatos de rotación de pórtico horizontal 40 y/o vertical 112, así como con el sistema de elevación 117, el sistema de soporte de rodillo 122, el sistema de enfriamiento 128 y/o el dispositivo de inclinación de la fuente 132. El aparato de traslación 137 incluye una placa de traslación 138 o la placa de montaje del detector (como en la figura 6C) a la cual el detector de radiación 102 o el detector (como en la figura 6C) está montado, un primer accionador lineal 139 y un segundo accionador lineal 140. El primer accionador lineal 139 mueve el detector de radiación 102 a lo largo de una primera dirección de traslación, que es sustancialmente perpendicular al eje central de propagación 21a y, preferentemente, sustancialmente perpendicular al eje de extensión 20a. De manera similar, el segundo accionador lineal 140 mueve el detector de radiación 102 a lo largo de una segunda dirección de traslación, que es sustancialmente paralela al eje central de propagación 21a.

El primer accionador lineal 139 incluye un primer motor 141 o motor de placa de traslación horizontal (como en la figura 6C), un soporte de placa horizontal 142 o soporte de placa de traslación horizontal, y una cadena horizontal 143 o cadena de placa de traslación horizontal. De manera similar, el segundo accionador lineal 140 incluye un segundo motor 144 o motor de placa de traslación vertical, un soporte de placa vertical 145 o soporte de placa de traslación vertical, y una cadena vertical 146 o cadena de placa de traslación vertical. El primer motor 141 acciona la cadena horizontal 143 y/o el soporte de placa horizontal 142, de modo que la placa de traslación 138 y el detector de radiación 102 se acciona horizontalmente (por ejemplo, de lado a lado) a lo largo del soporte de placa horizontal 142. El segundo motor 144 acciona la cadena vertical 146 y/o el soporte de placa vertical 145, de modo que la placa de traslación 138 y el detector de radiación 102 se acciona verticalmente (por ejemplo, hacia o lejos del eje central del orificio del pórtico 100) a lo largo del soporte de placa vertical 145.

En algunas realizaciones, el primero 141 y segundo 144 motores están controlados por un software de automatización instalado en la unidad de control 30 y/u otras interfaces de dispositivo. En tales casos, una vez que el usuario selecciona la posición deseada del detector de radiación 102 en la unidad de control 30, el aparato de traslación 137 orienta el detector de radiación 102 según las instrucciones del usuario, para permitirle continuar con el escaneo de la imagen en la configuración deseada. En una realización, al trasladar horizontalmente y/o retraer verticalmente la placa de traslación 138 y el detector de radiación 102, las imágenes se capturan en ángulos mayores con mayores FOV, con o sin inclinación de la fuente de radiación 21. Además, en algunas realizaciones, el aparato de traslación 137 se incluye con el dispositivo de inclinación de la fuente 132 para lograr campos de visión aún mayores.

Los componentes específicos y la configuración del aparato de traslación 137 de la realización analizada anteriormente pueden alterarse sin apartarse del alcance de la invención. En otra realización más, el aparato de traslación 137 incluye engranajes, correas, manipulación manual, cadenas, sistemas de tijera, solenoides,



levitadores magnéticos, sistemas de cojinetes de bajo deslizamiento, elevadores hidráulicos, pistones o montajes de brazos robóticos. Alternativamente, en caso de que un usuario realice un escaneo dinámico utilizando una distancia de desplazamiento óptima, la calidad de imagen puede mejorarse disminuyendo la distancia entre la fuente de radiación 21 y el objetivo. Esto se puede lograr montando la fuente de radiación 102 en un aparato de traslación análogo 137, o usando un pórtico más pequeño 20, armadura robótica o montaje de brazo en C con puntos de pivote.

A continuación, se muestra una realización del detector de radiación 102. En esta realización, el detector de radiación 102 incluye al menos un sensor de panel plano 32f (como se muestra en las figuras 7A y 7B), que incluye una matriz de píxeles. El sensor de panel plano 32f es capaz de operar en múltiples modos de lectura independientes, incluido un modo de matriz (figura 7A) y un modo de sensor lineal (figura 7B). Los modos de lectura independientes del sensor de panel plano 32f son seleccionables por la unidad de control 30. En esta realización, el funcionamiento del sensor de panel plano 32f en el modo matriz se conoce como la primera configuración activa, y el funcionamiento del sensor de panel plano 32f en el modo de sensor lineal se conoce como la segunda configuración activa del detector de radiación 102, respectivamente.

En la primera configuración activa (es decir, el modo matriz; figura 7A), el sensor de panel plano 32f emite la señal correspondiente a la radiación detectada por los píxeles en una región de la superficie sensible 32g del sensor de panel plano 32f (figura 7A) a la unidad de control 30. En una realización de esta invención, la superficie sensible 32g es sustancialmente coextensiva con toda la matriz de píxeles del sensor de panel plano 32f. El modo de matriz del sensor de panel plano es adecuado para realizar al menos tomografía y fluoroscopia.

En la segunda configuración activa (es decir, el modo de sensor lineal; figura 7B), el sensor de panel plano 32f emite señales correspondientes a la radiación detectada por el subconjunto de píxeles en una región de la superficie sensible 32h del sensor de panel plano 32f (figura 7A) a la unidad de control 30. La superficie sensible 32h del sensor de panel plano 32f funciona efectivamente como un sensor lineal. Específicamente, en esta realización, la superficie sensible 32h tiene una velocidad de cuadro en el intervalo de aproximadamente 10-300 cuadros por segundo y un ancho que es sustancialmente mayor que su longitud. En este caso, la longitud de la superficie sensible 32h se define en una dirección sustancialmente paralela al eje de extensión 20a, en la que el ancho de la superficie sensible 32h se define en una dirección sustancialmente perpendicular al eje de extensión 20a y al eje central de propagación 21a.

La segunda configuración activa del sensor de panel plano 32f es útil para realizar tomografía de haz en abanico. Como se describe con referencia a la figura 2C, la tomografía de haz en abanico se puede realizar conformando la radiación emitida por la fuente de radiación 21 en un haz en forma de abanico utilizando, por ejemplo, un colimador 76. Sin embargo, seleccionando una parte (es decir, un subconjunto) del sensor de panel plano 32f como superficie sensible a la radiación, el sensor de panel plano 32f puede funcionar en múltiples modos. Además, el cambio de imagen de haz en abanico a imagen de haz de cono se puede lograr fácilmente seleccionando un subconjunto del sensor de panel plano 32f como una superficie sensible a la radiación, sin alterar el funcionamiento de la fuente de radiación 21 ni intercambiar físicamente ningún componente del dispositivo de imagen radiológica.

1. Es decir, para un haz de radiación en forma de cono, que opera el sensor de panel plano 32f en el modo de sensor lineal proporcionará la superficie sensible 32h que es efectivamente sensible solo a una sección transversal en forma de abanico del haz de radiación en forma de cono. En consecuencia, cuando la fuente de radiación 21 emite un haz de radiación en forma de cono, la tomografía de haz de cono se puede realizar utilizando la unidad de control 30. Por ejemplo, el modo de matriz del sensor de panel plano 32f y la tomografía de haz en abanico se pueden realizar seleccionando mediante la unidad de control 30, por ejemplo, el modo de sensor lineal del sensor de panel plano 32f.

El tamaño de la matriz de píxeles de las superficies sensibles 32g y 32h del sensor de panel plano 32f puede predefinirse en hardware, firmware, software u otros medios de control del sensor de panel plano 32f. En una realización, el sensor de panel plano 32f puede ser un sensor de panel plano Hamamatsu modelo C11701DK-40, que puede funcionar en un modo de matriz que proporciona una superficie sensible 32g que tiene una matriz de píxeles 1096 x 888 o 2192 x 1776. Además, el sensor de panel plano Hamamatsu modelo C11701DK-40 también puede funcionar por separado en un modo de sensor lineal que proporciona una superficie sensible 32h, que tiene una matriz de píxeles de 1816 x 60.

En algunas realizaciones, 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 (figuras 7A y 7B). 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 al eje de extensión 20a como al eje central de propagación 21a. En una realización, durante el modo lineal de funcionamiento del sensor de panel plano 32f, el eje 38 permanece paralelo al ancho de la superficie sensible 32h del sensor de panel plano 32f.

- 5 Según una realización, la figura 10 ilustra una representación esquemática en diagrama de bloques de un sistema informático 80. En esta realización, se supone que al menos algunos componentes del sistema informático 80 pueden formarse o incluirse en la unidad de control 30 mencionada anteriormente. El sistema informático 80 está conectado eléctricamente a otros componentes del dispositivo de imagen radiológica 1 (por ejemplo, la fuente de radiación 21, el detector de radiación 102, el pórtico 20 y cualquier subcomponente del mismo) a través de la interfaz de comunicaciones 98. El sistema informático 80 incluye al menos un procesador de ordenador 82 ("controlador") que incluye una unidad de procesamiento central, una unidad de procesamiento múltiple, un circuito integrado de aplicación específica ("ASIC"), una matriz de compuerta programable en campo ("FPGA"), o similares. El procesador 82 está conectado a una infraestructura de comunicación 84 (por ejemplo, un bus de comunicación, un dispositivo de barra transversal o una red). Aunque en esta invención se describen diversas realizaciones en términos de este sistema informático ejemplar 80, después de leer esta descripción, el modo de implementar la invención utilizando otras arquitecturas y/o sistemas informáticos se volverá evidente para un experto en la(s) técnica(s) relevante(s) y hacerlo está dentro del alcance de la invención.

En algunas otras realizaciones, el sistema informático 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. La unidad de pantalla 86 puede incluirse en la unidad de control 30. En otra realización más, el sistema informático 80 incluye además 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 algunos casos, la unidad de pantalla 86, la unidad de entrada 88 y el procesador de ordenador 82 pueden formar colectivamente una interfaz de usuario. En el caso de un sistema informático 80 habilitado con una pantalla táctil, la unidad de entrada 88 y las unidades de pantalla 86 se combinan. En tales casos, si un operador toca la unidad de pantalla 86, la unidad de pantalla convierte la señal táctil en una señal eléctrica correspondiente y envía esa señal al procesador 82.

Además, el sistema informático 80 incluye una memoria principal 90, (por ejemplo, una memoria de acceso aleatorio ("RAM"), y una memoria secundaria 92. La memoria secundaria 92 incluye 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 correspondiente, de una manera conocida. El medio de almacenamiento extraíble puede ser un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena instrucciones y/o datos de software ejecutables por ordenador.

En otra realización más, el sistema informático 80 incluye una interfaz de comunicaciones 98 (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 informático 80 y los dispositivos externos. Por ejemplo, la interfaz de comunicaciones 98 puede utilizarse para transferir software o datos entre el sistema informático 80 y un servidor remoto o almacenamiento basado en la nube (no mostrado). Además, la interfaz de comunicación 98 puede utilizarse para transferir datos y órdenes entre el sistema informático 80 (que sirve como unidad de control 30) y otros componentes del dispositivo de imagen radiológica 1 (por ejemplo; la fuente de radiación 21, el detector 102, el pórtico 20 y cualquier subcomponente de los mismos).

Uno o más programas informáticos (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 (por ejemplo; la unidad de almacenamiento extraíble 96 y/o la unidad de disco duro 94). Los programas informáticos también se pueden cargar en el sistema informático 80 por medio de la interfaz de comunicaciones 98. Los programas informáticos incluyen instrucciones ejecutables por ordenador que, al ser ejecutadas por el controlador/procesador de ordenador 82, hacen que el sistema informático 80 efectúe los procedimientos descritos en esta invención y mostrados en la figura 8. En consecuencia, los programas informáticos pueden controlar la unidad de control 30 y otros componentes (por ejemplo, la fuente de radiación 21, el detector de radiación 102, el pórtico 20 y cualquier subcomponente de los mismos) del dispositivo de imagen radiológica 1.

Ahora se describirá más detalladamente un procedimiento de escaneo de al menos una parte de un paciente utilizando el dispositivo de imagen radiológica 1 con referencia a la figura 8. En S702, el dispositivo de imagen radiológica 1 se inicializa para realizar el procedimiento de escaneo. A continuación, en S704, el operador coloca al

paciente en una cama. En algunas realizaciones, el operador activa a continuación el sistema de posicionamiento láser (incluidos los láseres 72 y 74, como se muestra en las figuras 9A y 9B), que proyecta marcadores visuales horizontales 73 para ayudar al operador a ajustar la altura e inclinación del paciente en referencia al pórtico 20. El sistema de posicionamiento láser también proyecta un marcador 75 de arriba hacia abajo para ayudar al operador a  
 5 ajustar lateralmente al paciente en referencia al pórtico 20. En consecuencia, el operador ajusta la posición del paciente y/o la cama o la extensión de la cama dentro del pórtico 20 usando el sistema de soporte de rodillo 122.

Además, en S704, el operador puede operar la unidad de control 30 para especificar parámetros de imagen, tales como la parte del cuerpo sobre la cual realizar un escaneo de cuerpo completo y la inclinación del eje central de  
 10 propagación con o sin desplazamiento de la fuente de radiación 21 usando el dispositivo de inclinación de la fuente 132. En algunas realizaciones, el operador también introduce información del paciente (por ejemplo, especie, peso y/o tipo de tejido a fotografiar) en la unidad de control 30 y ordena a la unidad de control 30 que configure automáticamente el dispositivo de imagen radiológica 1 para seleccionar la dosis de radiación apropiada en función de la información del paciente.

15 A continuación, en S706, la unidad de control 30 responde a los parámetros de imagen especificados por el operador mencionados anteriormente y controla el aparato de rotación de pórtico horizontal para girar la fuente 21 y el detector a fin de orientar el eje central de propagación 21a en relación con el paciente y/o la cama. Además, la unidad de control 30 puede controlar la posición de la fuente de radiación 21 a través del dispositivo de inclinación  
 20 de la fuente 132, la posición del mecanismo de transporte 25 y/o el pórtico 20 a través del sistema de elevación 117, y/o la posición del detector de radiación 102 a través del aparato de traslación 137, según los parámetros específicos del usuario. Además, si el operador ordena a la unidad de control 30 que configure automáticamente el dispositivo de imagen radiológica 1 para usar una dosis de radiación apropiada en S704, la unidad de control 30 configura la fuente 21 y el filtro 76, si es necesario, de la manera descrita anteriormente, para estar preparados para proporcionar  
 25 dicha dosis. Una vez que el eje central de propagación 21a ha alcanzado la inclinación deseada, el dispositivo de imagen radiológica 1 comienza a escanear en 5708.

En S708, durante el escaneo del cuerpo del paciente, el aparato de rotación de pórtico horizontal 40 gira el anillo de fuente/detector de pórtico 103 de modo que la fuente de radiación 21 y el detector de radiación 102 giren juntos,  
 30 permitiendo así que la radiación escanee toda la zona de análisis 20b a ser fotografiada. A medida que continúa la rotación del anillo de fuente/detector de pórtico 103, la fuente de radiación 21 emite radiación. Dicha radiación, después de atravesar el cuerpo del paciente, es detectada por el detector de radiación 102, que a su vez envía una señal eléctrica correspondiente a la unidad de control 30.

35 Ahora se describirá la manera en que se realiza 5708 en un caso en el que el detector de radiación 102 incluye un sensor de panel plano 32f que funciona en un modo de sensor lineal con superficie sensible 32h. Durante un escaneo, la fuente de radiación 21 emite continuamente radiación, la cual atraviesa el cuerpo del paciente e impacta contra la superficie sensible 32h del sensor de panel plano 32f. A medida que el anillo de fuente/detector de pórtico  
 40 103 gira, el sensor de panel plano 32f detecta la radiación durante dicha rotación y envía las señales eléctricas correspondientes a la unidad de control 30. En consecuencia, la unidad de control 30 recibe una señal para toda la zona fotografiada y procesa la señal para adquirir una imagen de la parte escaneada del paciente.

En una realización, si lo desea el operador, se pueden realizar uno o más escaneos adicionales. Para cada escaneo adicional, el sensor de panel plano 32f puede trasladarse a lo largo del eje 38 por medio del sistema de movimiento  
 45 del panel 35 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. Sin embargo, en algunas realizaciones, para cada escaneo adicional, el detector de radiación 102 se traslada usando el aparato de traslación 137. A continuación, se realiza un procedimiento de escaneo adicional de la manera descrita anteriormente, es decir, el anillo de fuente/detector de pórtico 103 se gira mientras que la fuente de radiación 21 emite radiación y el sensor  
 50 de panel plano 32f emite continuamente una señal a la unidad de control 30.

De esta manera, se pueden adquirir una pluralidad de escaneos, siendo cada escaneo tan ancho como la superficie sensible 32h. A continuación, la pluralidad de escaneos se proporciona a la unidad de control 30 para la  
 55 reconstrucción gráfica en S710.

En S710, la unidad de control 30 lleva a cabo la reconstrucción gráfica de la zona que se está fotografiando, utilizando las lecturas efectuadas por el detector 103. En la realización de ejemplo en la que el detector de radiación  
 60 103 incluye un sensor de panel plano 32f que opera en el modo de sensor lineal, la pluralidad de los escaneos adquiridos en S708 por el sensor de panel plano 32f pueden reconstruirse en una imagen global de una manera que minimiza los efectos de borde en regiones superpuestas de la pluralidad de imágenes. Por lo tanto, en virtud del

sistema de movimiento del panel 35 y/o el aparato de traslación 137, el sensor de panel plano 32f puede proporcionar una imagen radiológica global que es más ancha que la superficie sensible 32h.

A continuación, el procedimiento continúa hasta S712 y finaliza.

5

El operador puede repetir el procedimiento o una parte del mismo para adquirir escaneos adicionales, según lo desee.

10 En vista de la descripción anterior, se puede apreciar que al menos algunas realizaciones de ejemplo descritas en esta invención proporcionan un dispositivo de imagen radiológica 1 que produce imágenes de escaneo de cuerpo completo de alta calidad, y que puede usarse para realizar tomografía computarizada, fluoroscopia y radiografía en un solo dispositivo.

15 Además, el dispositivo de imagen radiológica 1 puede realizar un escaneo dinámico para usar continuamente una distancia de desplazamiento óptima, imágenes de FOV aumentadas, diferentes análisis y/o diversas imágenes en ángulo en el paciente sin tener que mover a dicho paciente y, como consecuencia, los riesgos asociados con tales maniobras pueden reducirse o minimizarse sustancialmente.

20 Además, dado que es posible seleccionar el detector más adecuado en la posición más adecuada del detector de radiación 102, la fuente de radiación 21 y/o el pórtico 20 para cada análisis, el dispositivo de imagen radiológica 1 permite limitar, o reducir o minimizar sustancialmente la exposición a rayos X.

25 También se proporciona un innovador procedimiento de obtención de imágenes radiológicas en virtud del dispositivo de imagen radiológica 1. Con el procedimiento de obtención de imágenes radiológicas, el análisis se puede realizar cuando el paciente y el dispositivo está en el estado ideal, limitando así la exposición a la radiación y los costes del análisis.

Además, en virtud del dispositivo de imagen radiológica 1, es posible realizar un escaneo de cuerpo completo a 360° y sin mover al paciente durante todo el procedimiento.

30

35 En realizaciones de ejemplo adicionales, el al menos un aparato de rotación de pórtico horizontal, aparato de rotación de pórtico vertical, sistema de elevación, sistema de soporte rodante, sistema de enfriamiento, dispositivo de inclinación de la fuente y aparato de traslación, analizados anteriormente, también podrían incluirse con los dispositivos de imágenes radiológicas según a una o más de las realizaciones de ejemplo descritas en las solicitudes de patentes provisionales de los EE. UU. n.º 61/932.024, 61/932.028, 61/932.034 y 61/944.956.

Si bien se han descrito numerosas realizaciones preferidas de esta invención, está dentro del alcance de la invención que un dispositivo de imagen radiológica incluya una o una combinación de cualquiera de las características descritas anteriormente.

40

Se pueden hacer modificaciones y variaciones a las realizaciones de ejemplo descritas en esta invención sin apartarse del alcance del concepto inventivo.

45 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 imagen radiológica (1) que comprende:
- 5
- un pórtico (20) montado en un mecanismo de transporte (25) configurado para transportar el pórtico (20) y que define una zona de análisis (20b) en la que se coloca al menos una parte de un paciente;
  - 10 - una fuente (21) adecuada para emitir radiación que atraviesa la al menos parte del paciente, definiendo la radiación un eje central de propagación (21a);
  - un detector (102) dispuesto para recibir la radiación y generar señales de datos basadas en la radiación recibida;
  - 15 - un aparato de rotación de pórtico horizontal (40) que incluye un anillo (103) en el que se montan la fuente (21) y el detector (102) y un elemento de cojinete giratorio configurado para girar el anillo (103);
  - 20 - una unidad de control (30) adaptada para adquirir una imagen de señales de datos recibidas continuamente desde el detector (102), mientras el aparato de rotación de pórtico horizontal (40) gira continuamente el anillo (103) y la fuente (21) que emite la radiación y el detector (102) que recibe la radiación que están montados en el anillo (103), para escanear la al menos parte del paciente;
  - 25 - un aparato de rotación de pórtico vertical (112) configurado para girar el pórtico (20) alrededor de un eje vertical (101), incluyendo el aparato de rotación de pórtico vertical (112) una primera placa giratoria montada en el pórtico (20) y una segunda placa giratoria montada en el mecanismo de transporte (25); y
- caracterizado por** comprender
- 30 - un primer sistema de elevación configurado para levantar un primer lado del mecanismo de transporte (25), incluyendo el primer sistema de elevación un elevador de tijera que se desliza por debajo y se conecta al primer lado del mecanismo de transporte (25); y
  - 35 - un segundo sistema de elevación configurado para levantar un segundo lado del mecanismo de transporte (25), incluyendo el segundo sistema de elevación un elevador de tijera que se desliza por debajo y se conecta al segundo lado del mecanismo de transporte (25).
- 2.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 1, que comprende además al menos un láser de posicionamiento (72, 74) montado en el pórtico (20) que proyecta un marcador de guía de posicionamiento en el paciente.
- 40
- 3.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 1, que comprende además un sistema de soporte de rodillo (122) que se monta en el pórtico (20), incluyendo el sistema de soporte de rodillo (122) al menos dos soportes verticales (123) y al menos un soporte horizontal montado en los al menos dos soportes verticales.
- 45
- 4.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 3, en el que el al menos un soporte horizontal comprende al menos un rodillo de soporte (50).
- 5.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 1, que comprende además un sistema de enfriamiento (128) conectado a la fuente (21).
- 50
- 6.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 9, en el que el sistema de enfriamiento (128) comprende una unidad de enfriamiento alimentada con fluido (129).
- 7.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 1, que comprende además un dispositivo de inclinación de la fuente (132) que se conecta a la fuente (21), incluyendo el dispositivo de inclinación de la fuente (132):
- 55
- una placa de montaje de la fuente (135) en la que se monta la fuente (21);
  - 60 - un soporte de pivote de la fuente (136) al que están conectados tanto el pórtico (20) como la placa de montaje

de la fuente (135);

- un sistema de pistón (134) adaptado para acoplarse con la placa de montaje de la fuente (135); y un motor que acciona el sistema de pistón (134).

5

8.- El dispositivo de imagen radiológica (1) de la reivindicación 1, que comprende además un aparato de traslación (137) configurado para trasladar el detector (102), comprendiendo el aparato de traslación (137):

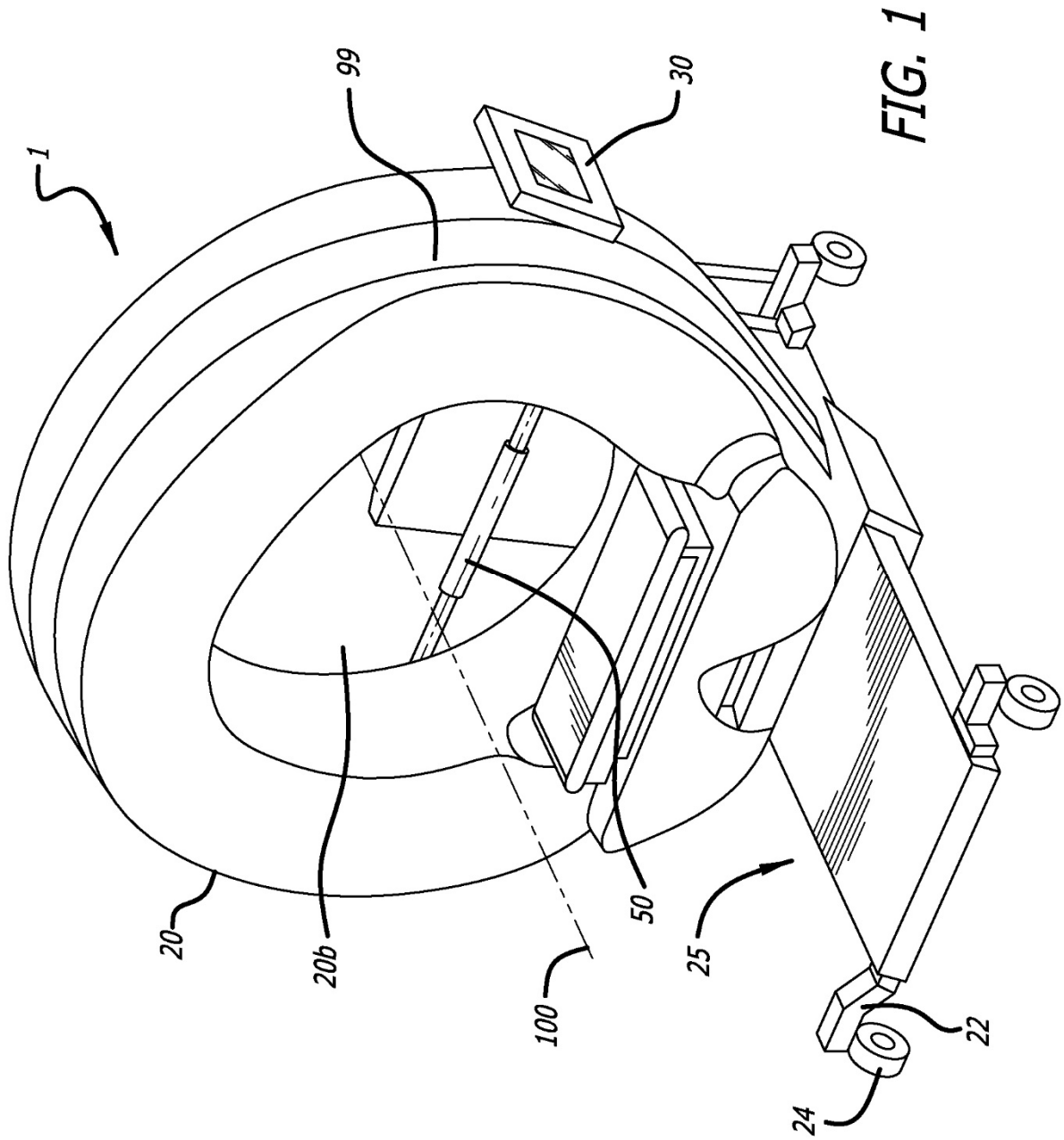
- una placa de traslación (138) en la que está montado el detector (102);

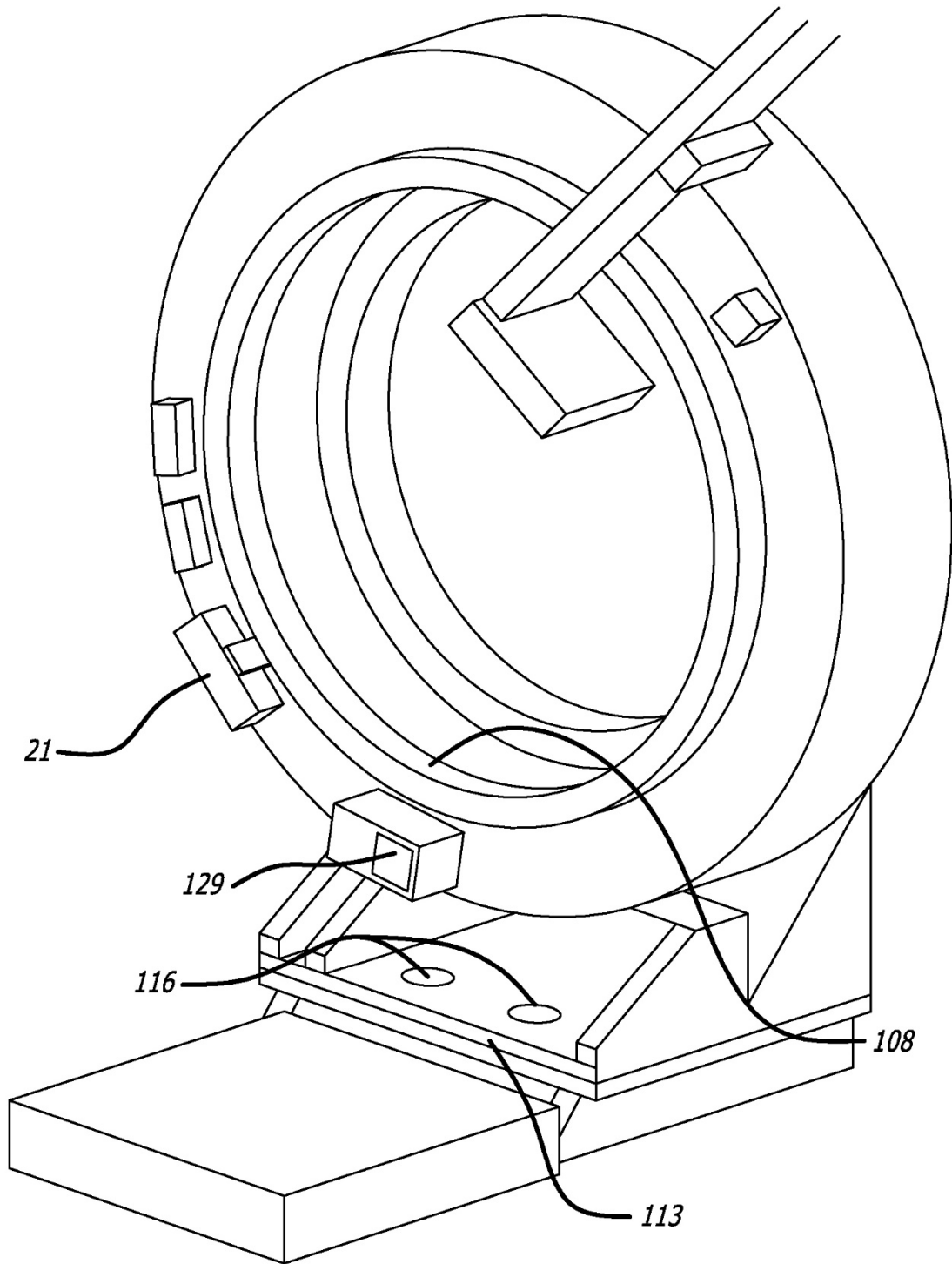
10

- un primer accionador lineal (139) configurado para mover el detector (102) en una primera dirección de traslación; y

- un segundo accionador lineal (140) configurado para mover el detector (102) en una segunda dirección de traslación que es perpendicular a la primera dirección de traslación.

15



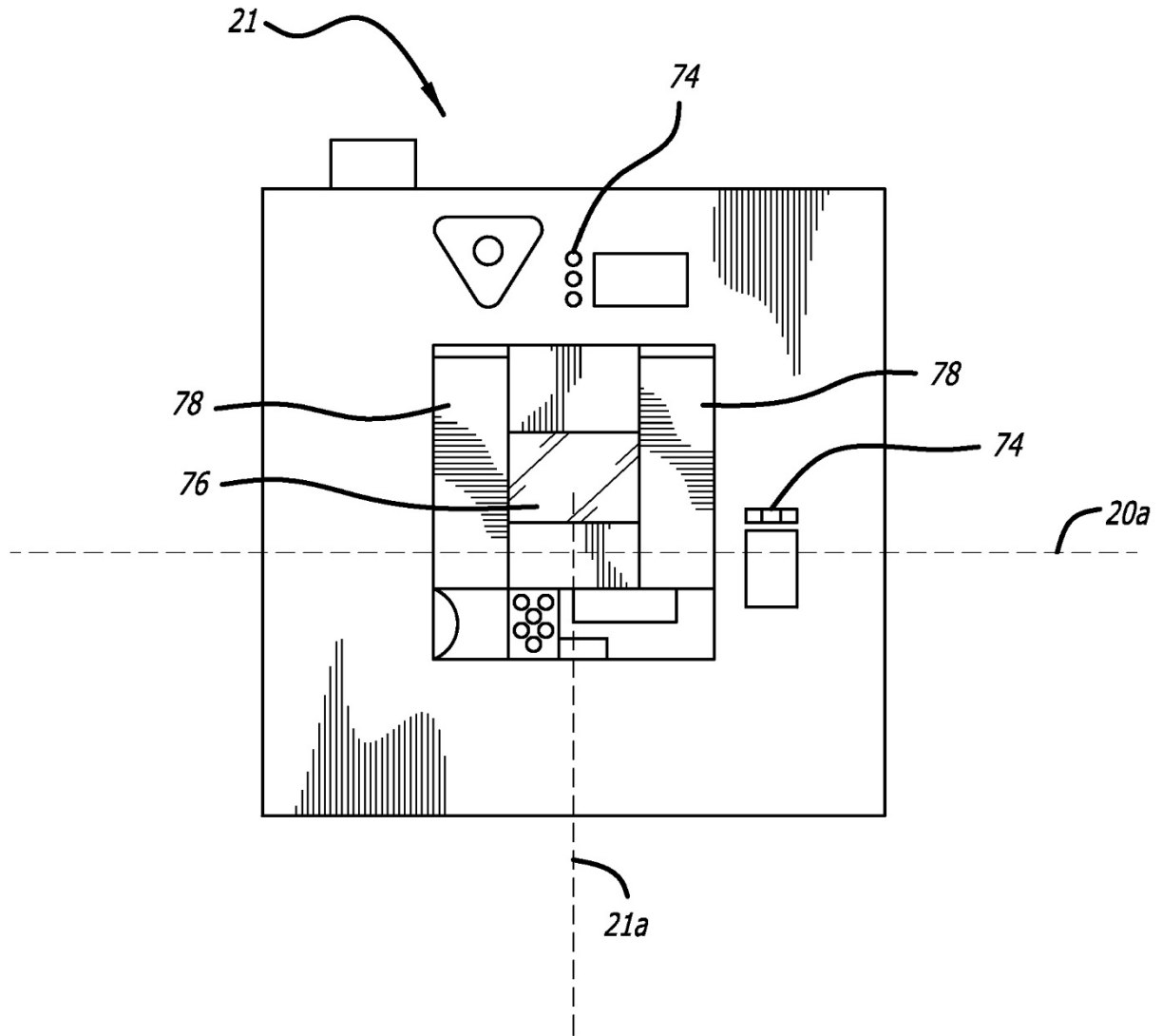


**FIG. 2A**

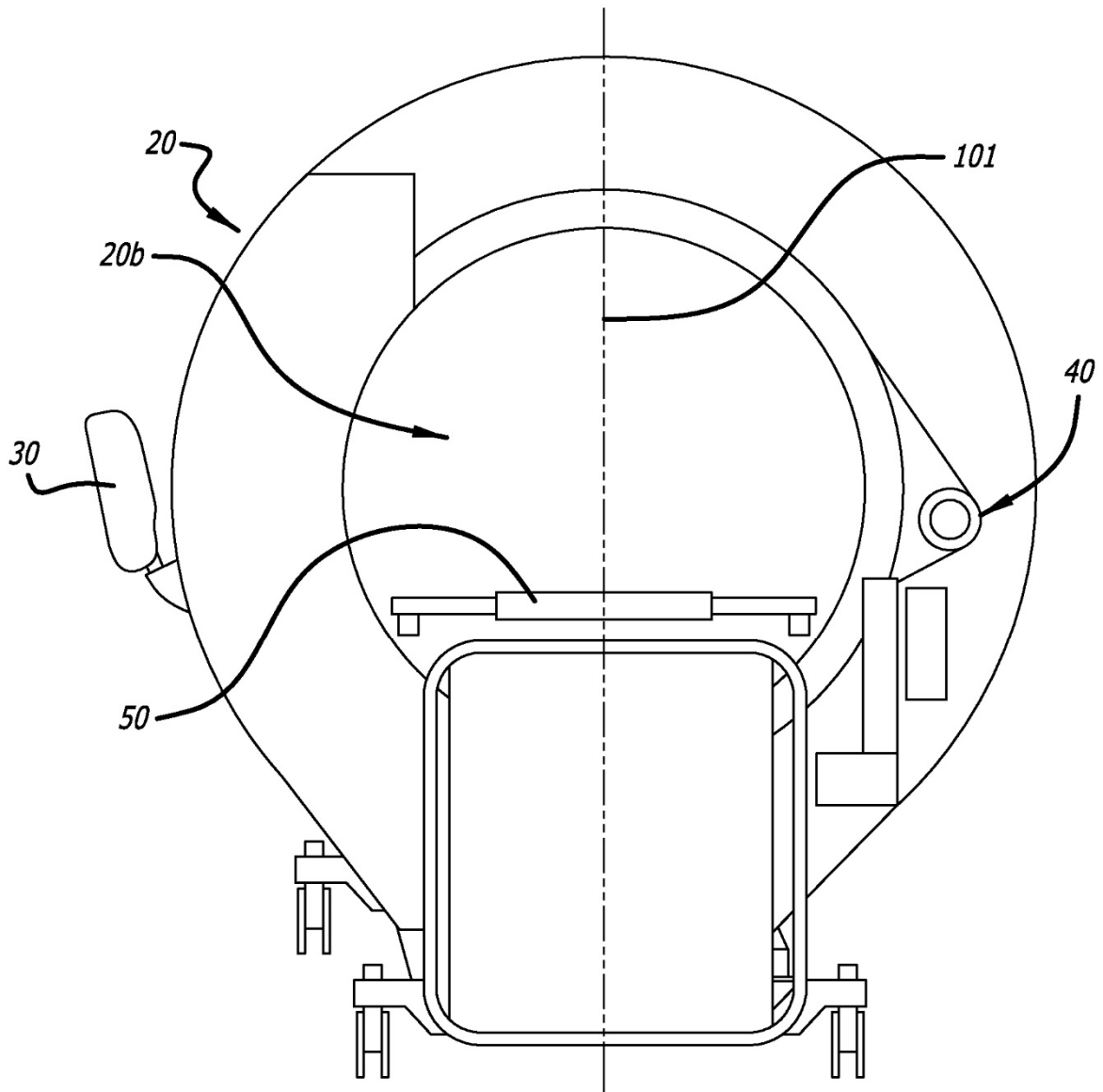


Parámetros de entrada			Parámetros de configuración de salida			
Procedimiento de obtención de imágenes radiológicas	Tejido Región de interés	Tamaño del paciente	kV	mA	ms	Filtro
Tomografía	Duro/Cabeza	Cualquiera	100	30	10	3 mm Al + 0,2 mm Cu
Tomografía	Duro/Tórax	Cualquiera	100	60	5	3 mm Al + 0,2 mm Cu
Tomografía	Blando/Abdomen	Cualquiera	60	60	10	2 mm Al
Tomografía	Blando/Extremidades	Cualquiera	60	30	15	2 mm Al
Radiografía	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
Radiografía	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

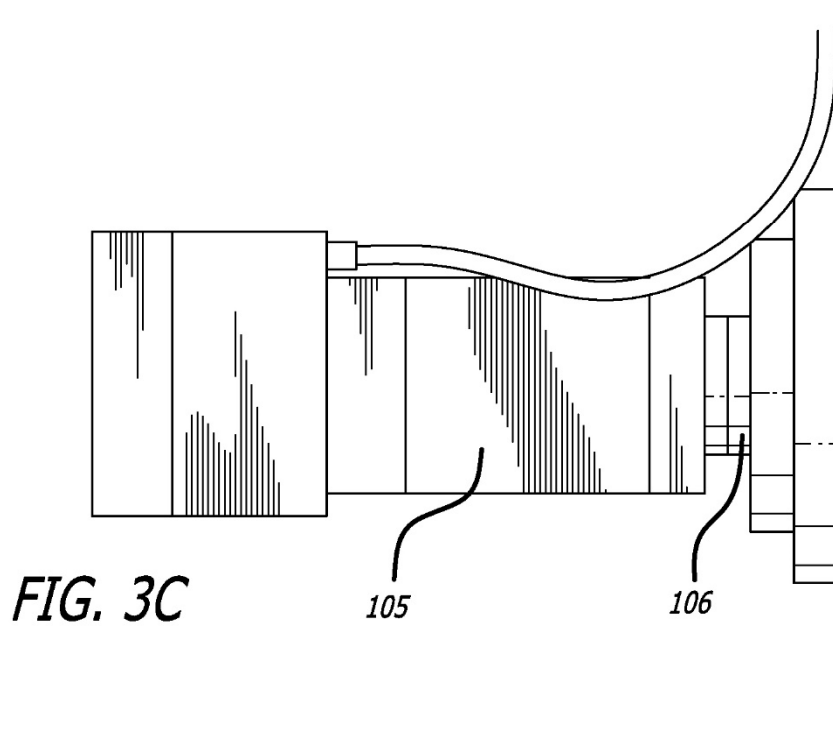
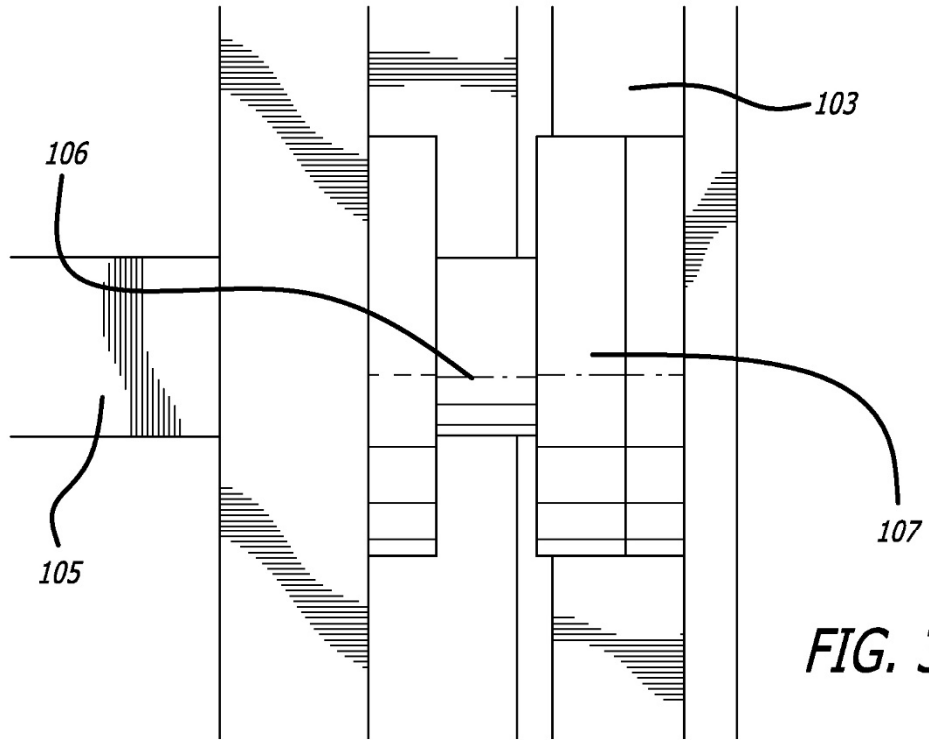
**FIG. 2B**



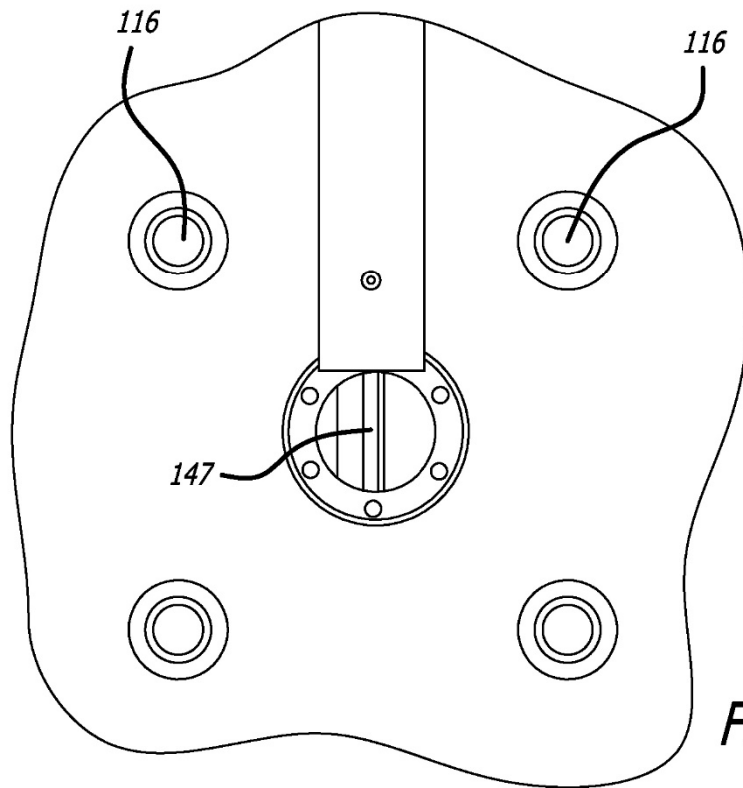
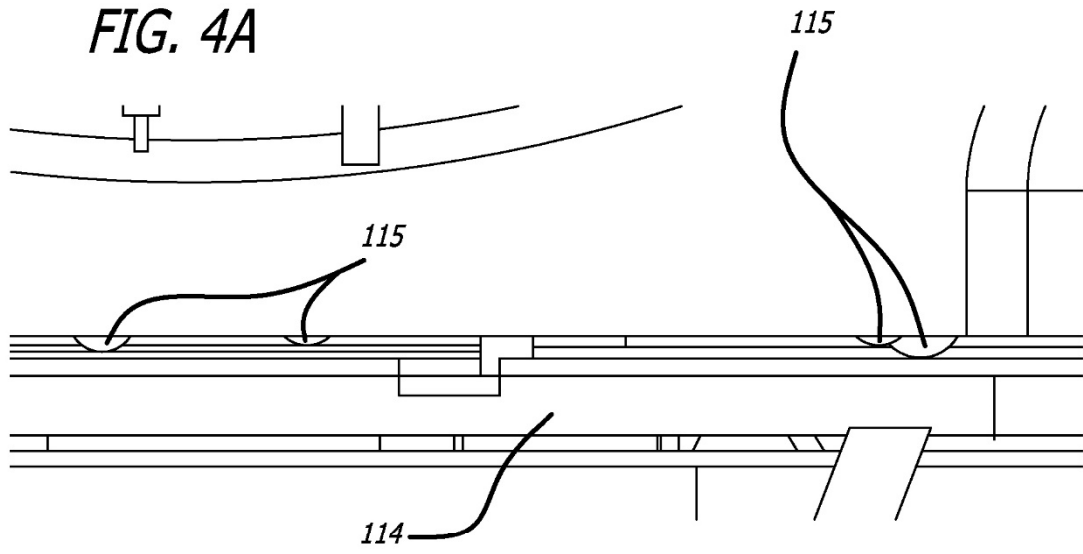
**FIG. 2C**



**FIG. 3A**

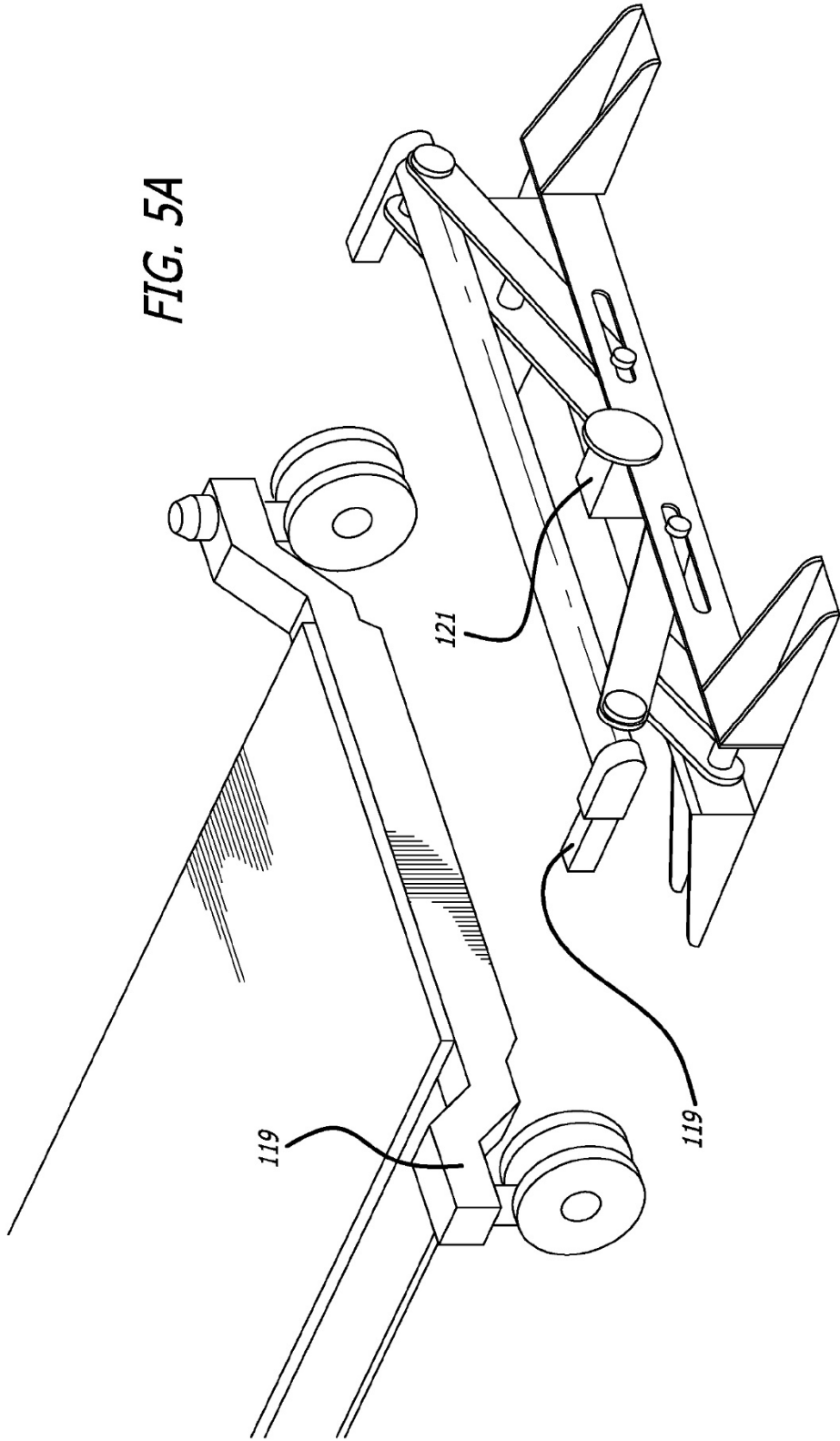


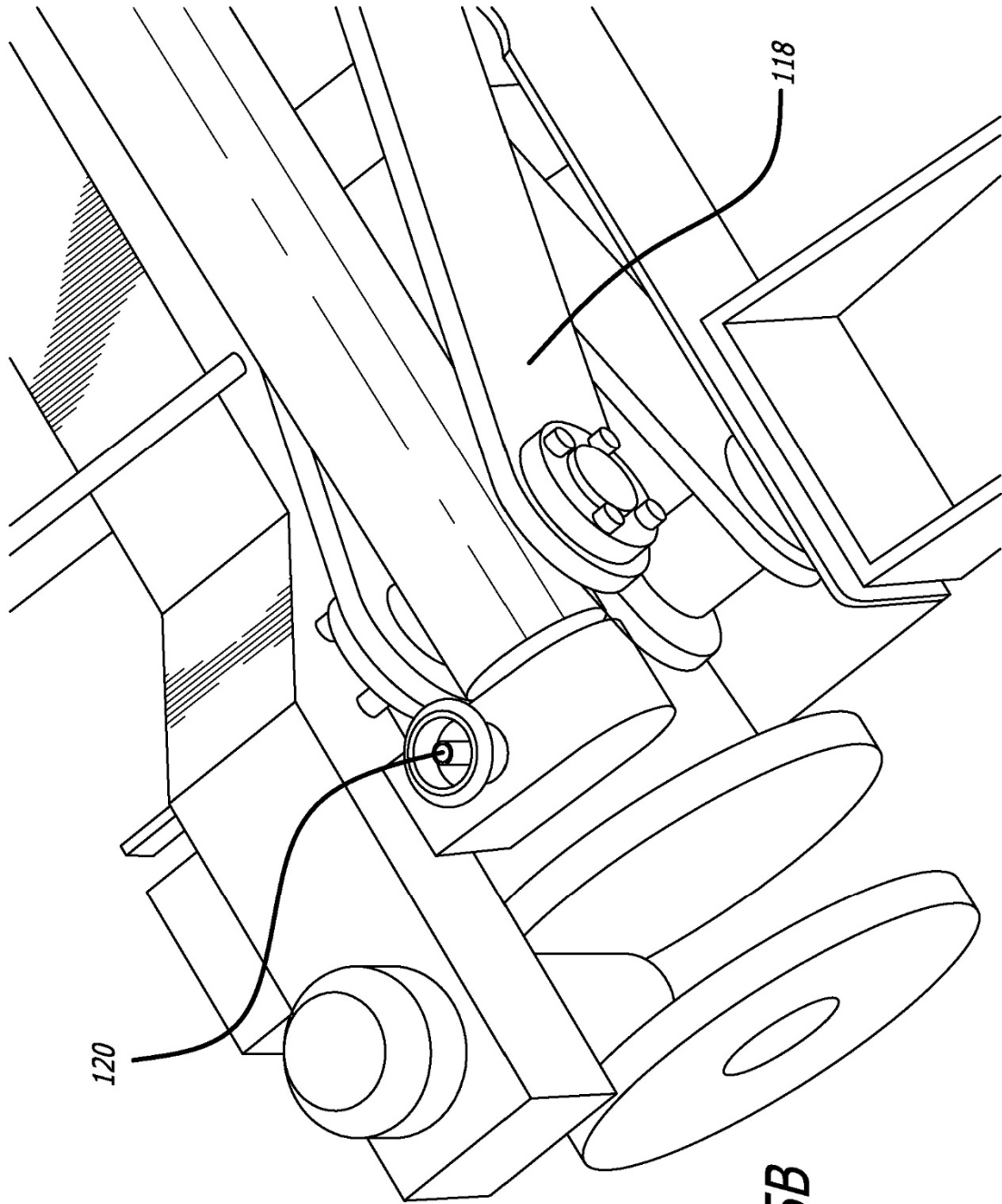
**FIG. 4A**



**FIG. 4B**

FIG. 5A





**FIG. 5B**

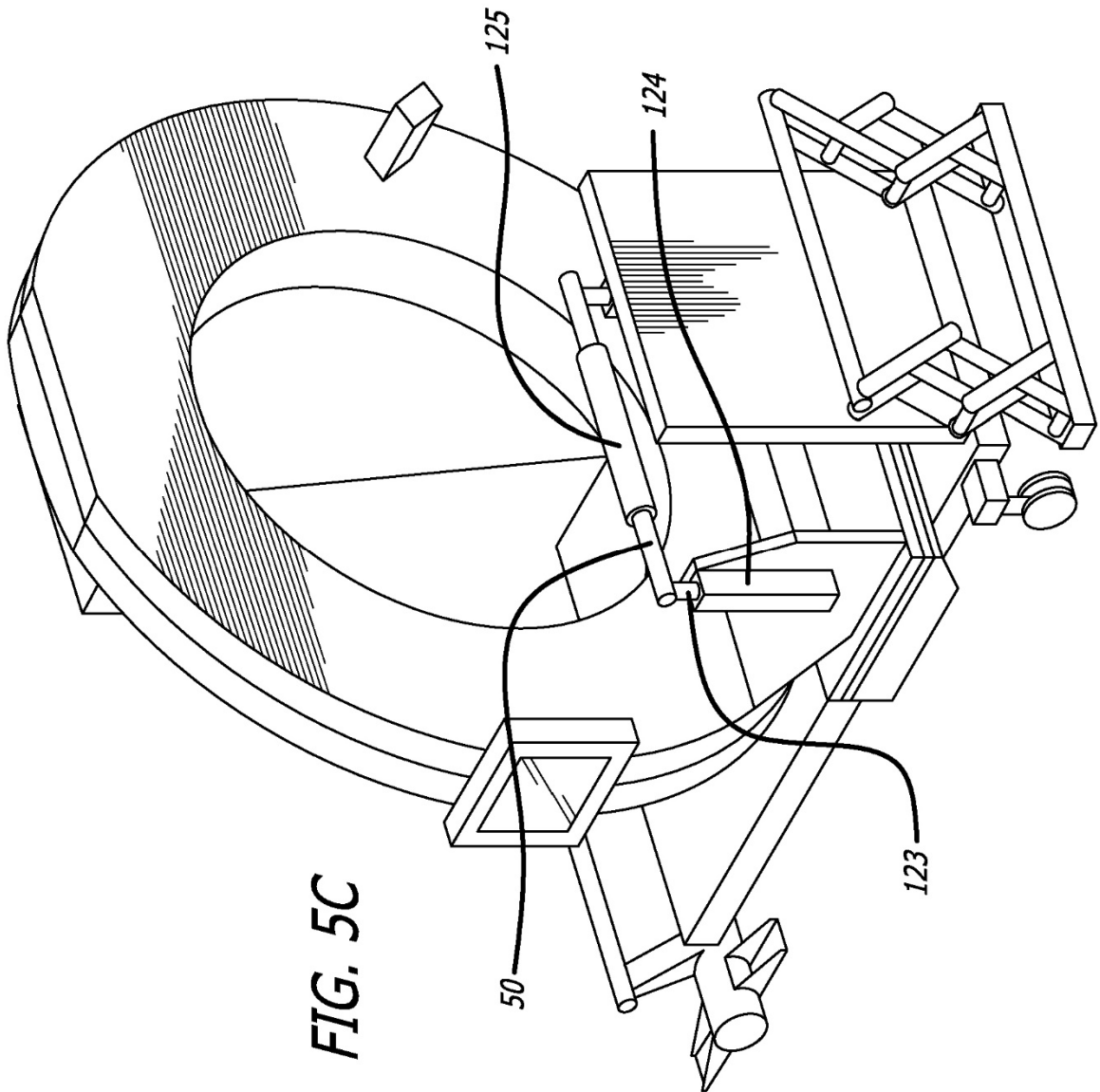
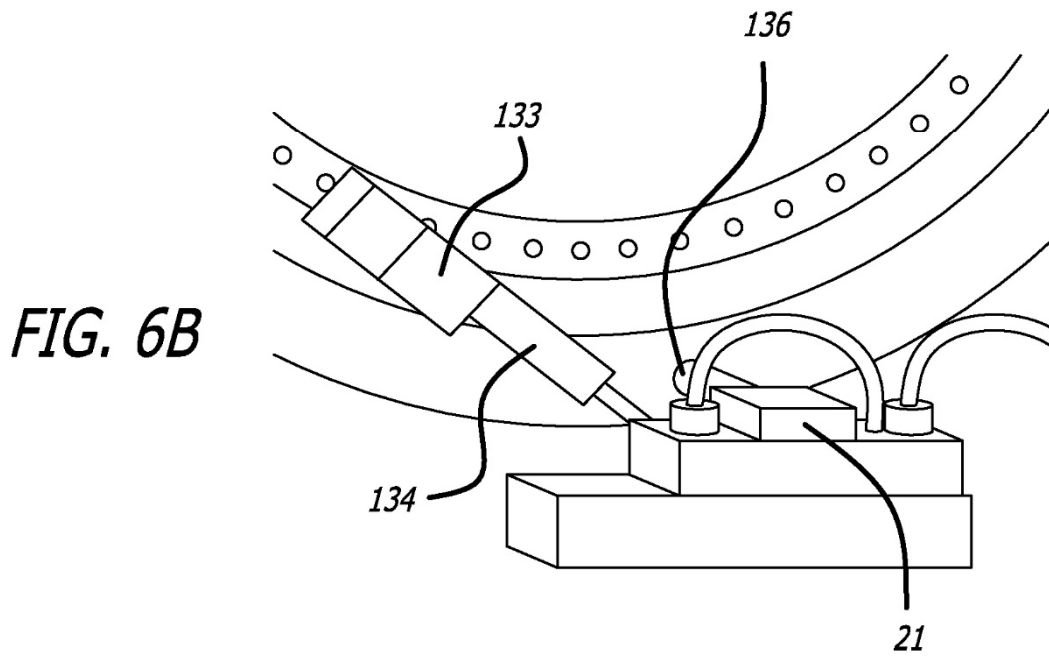
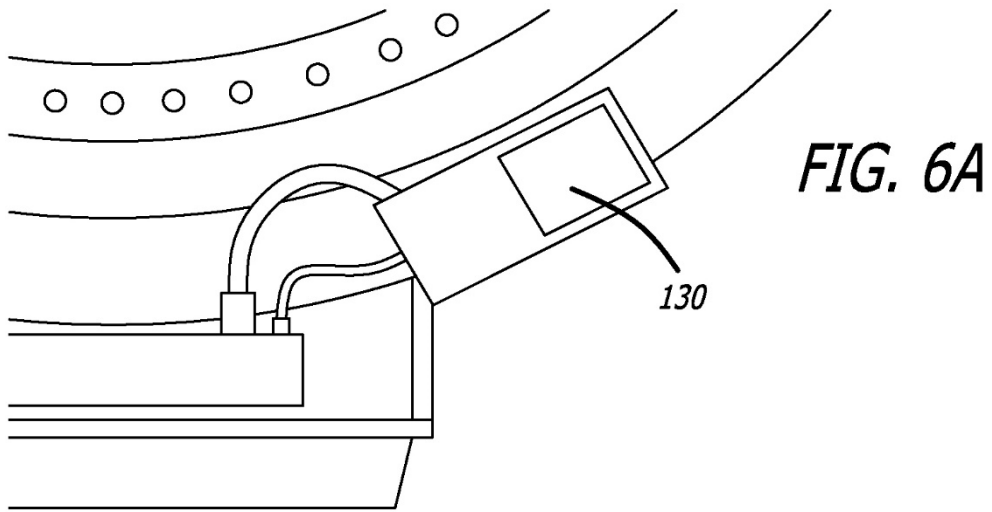
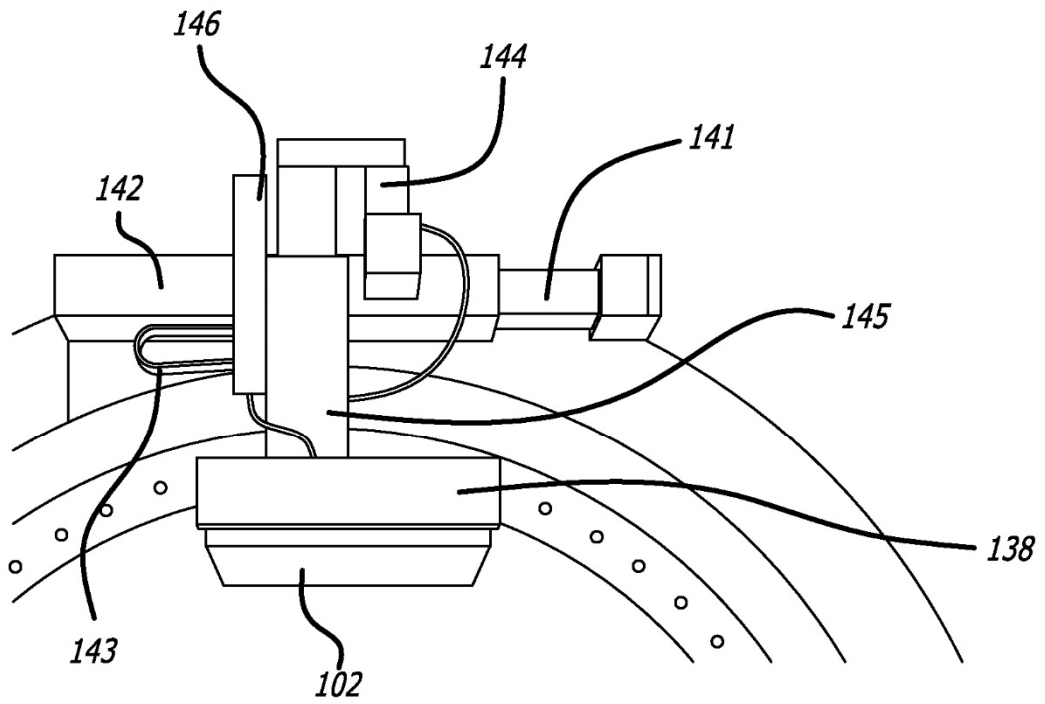


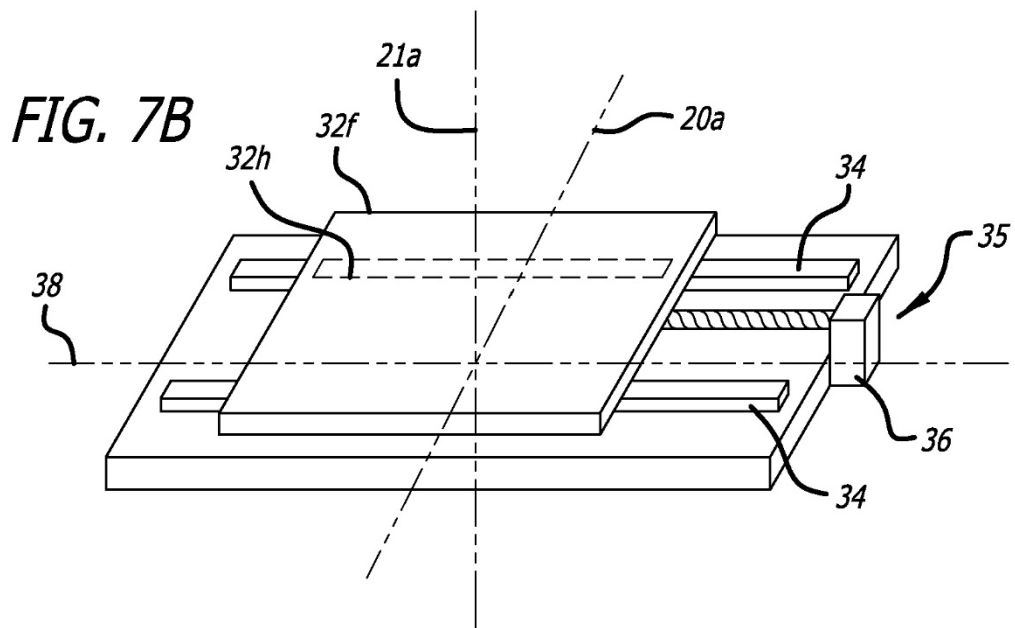
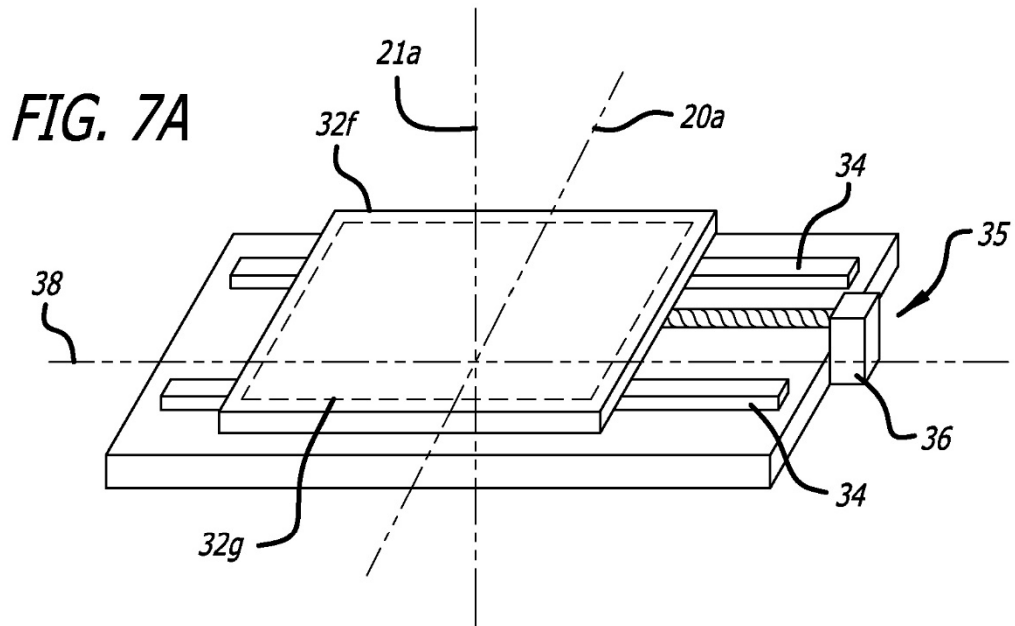
FIG. 5C

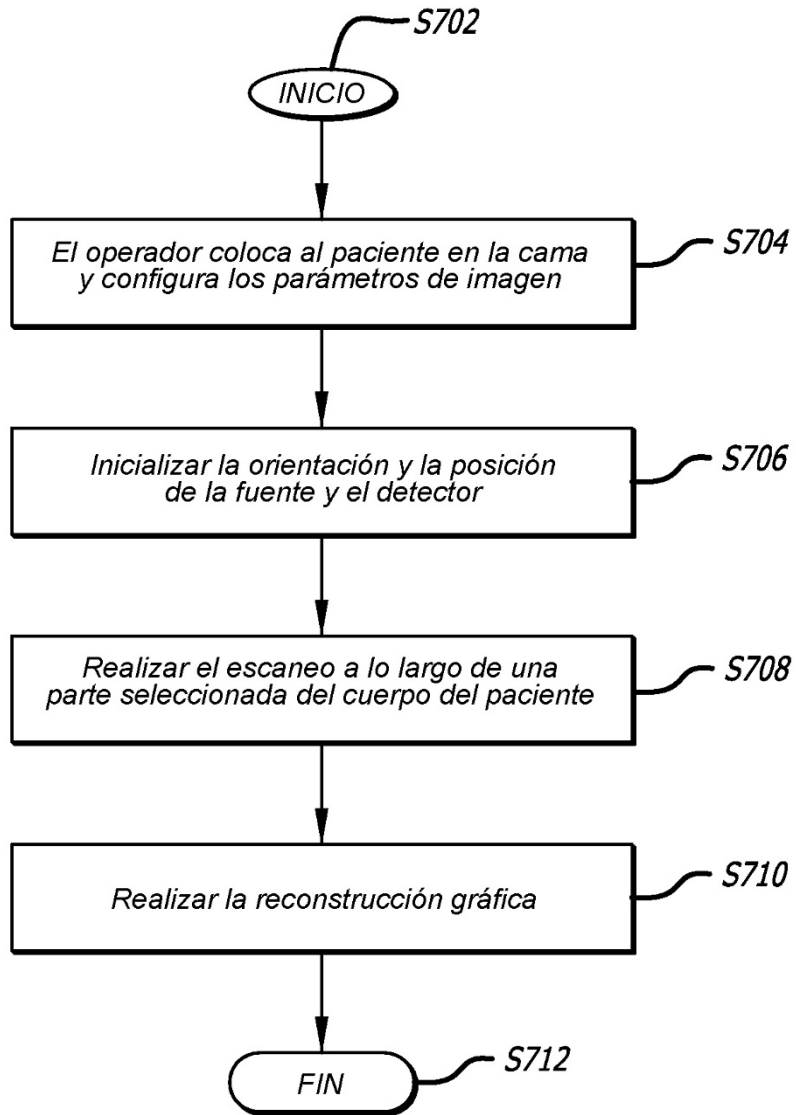




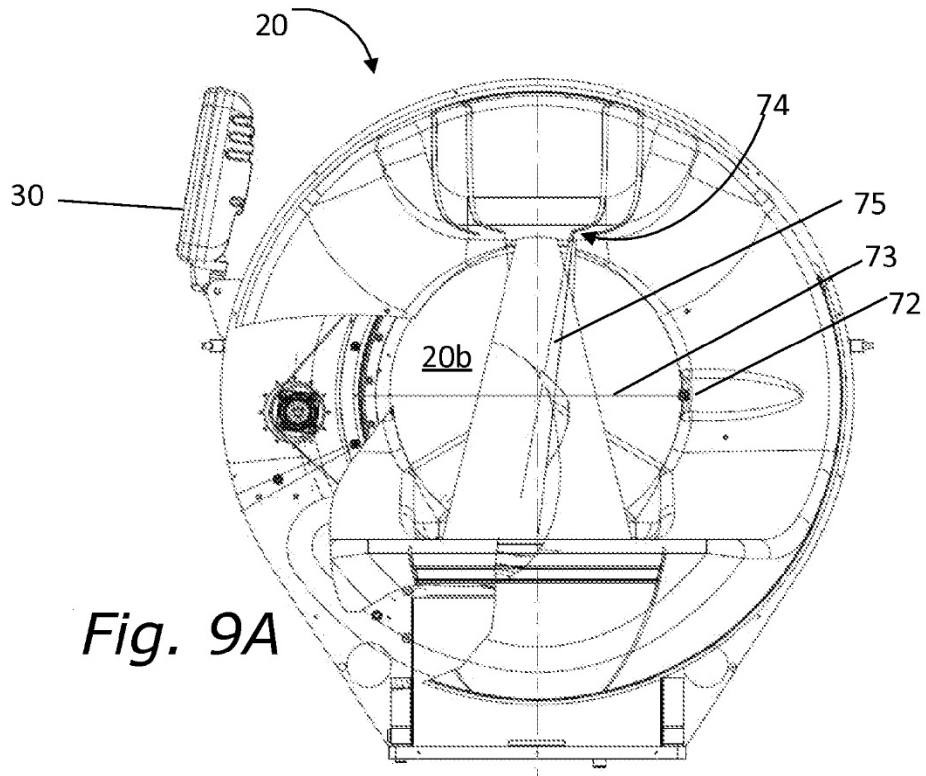


*FIG. 6C*

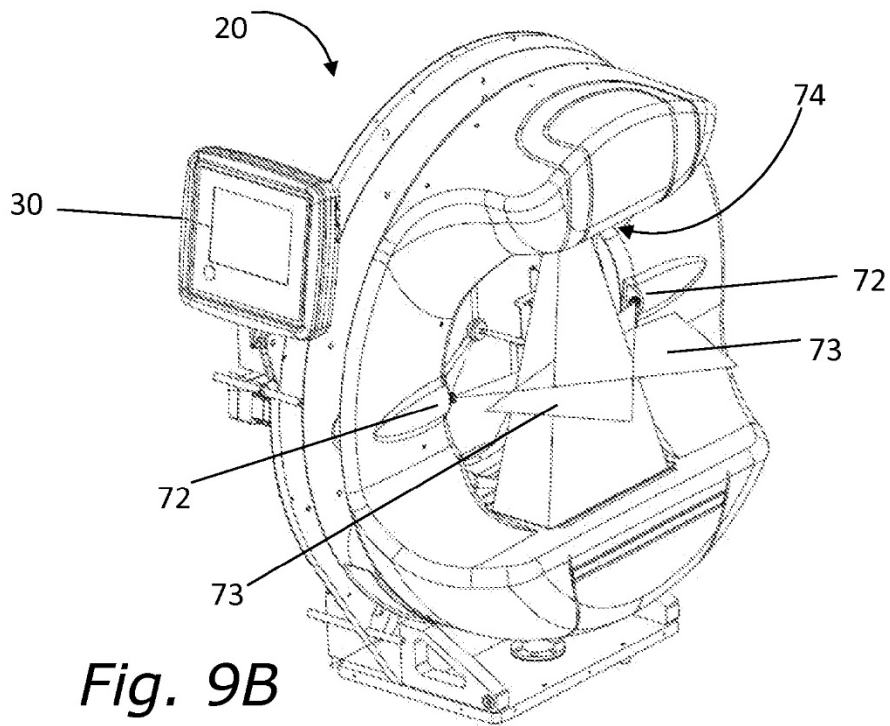




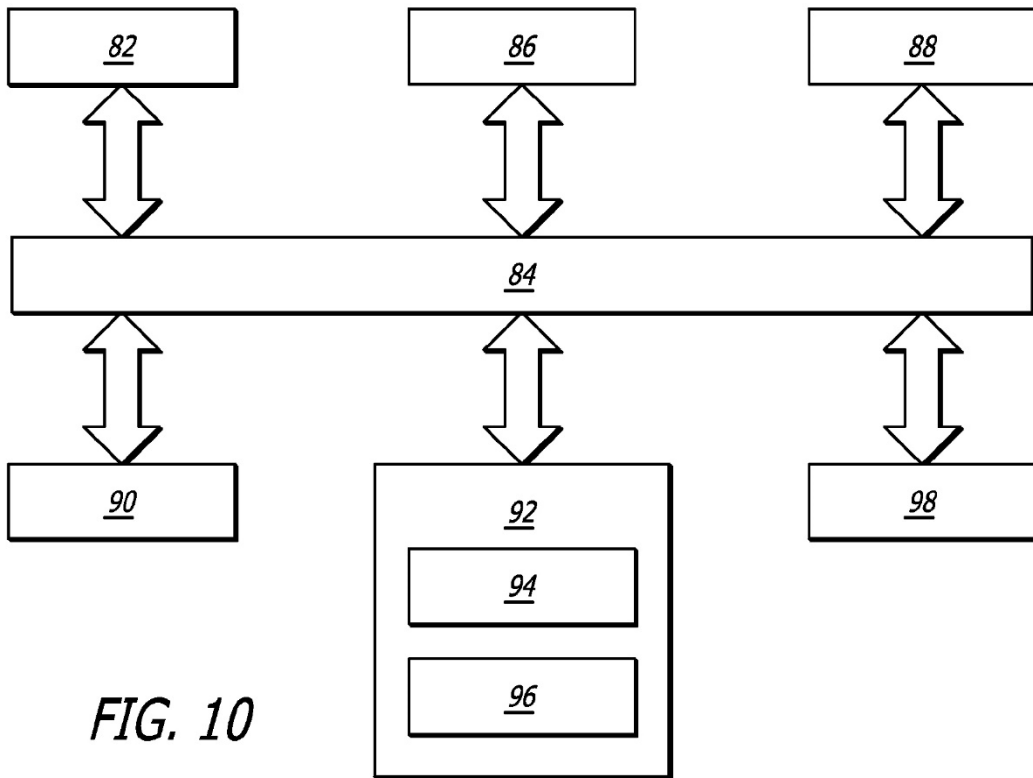
**FIG. 8**



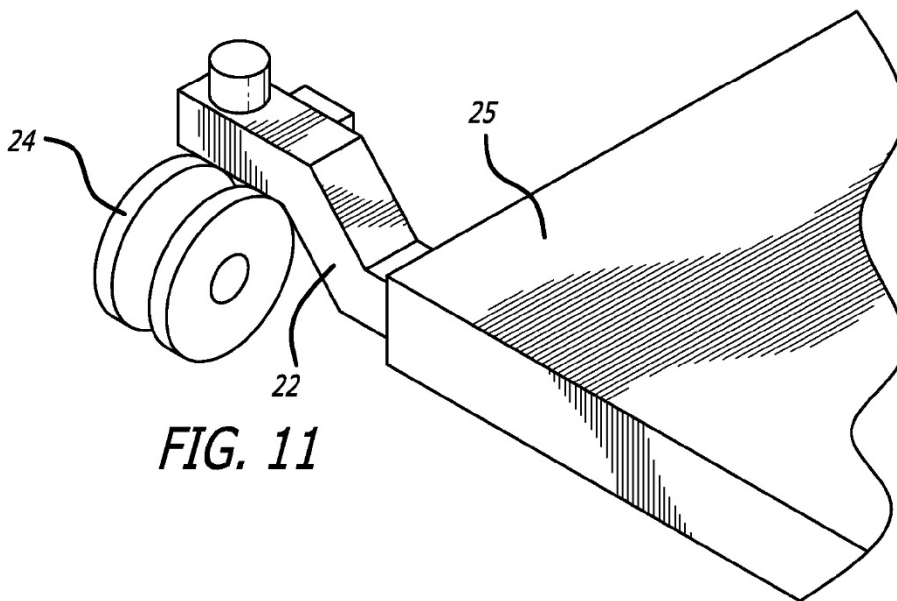
*Fig. 9A*



*Fig. 9B*

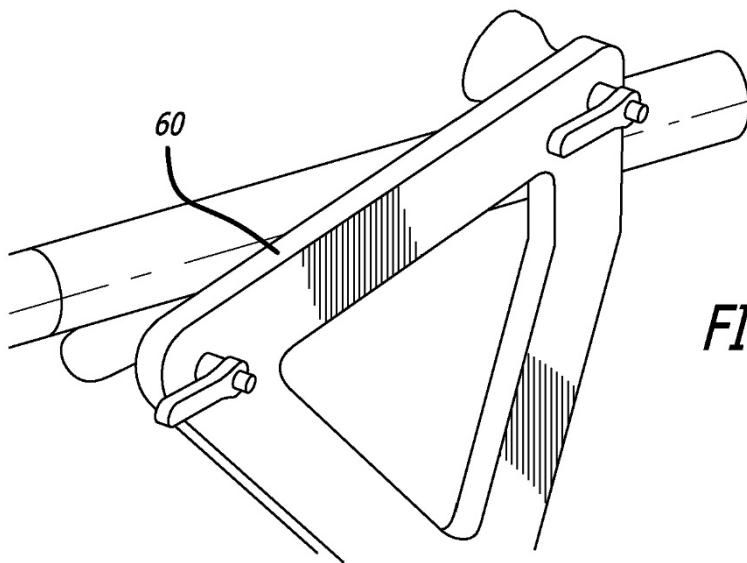
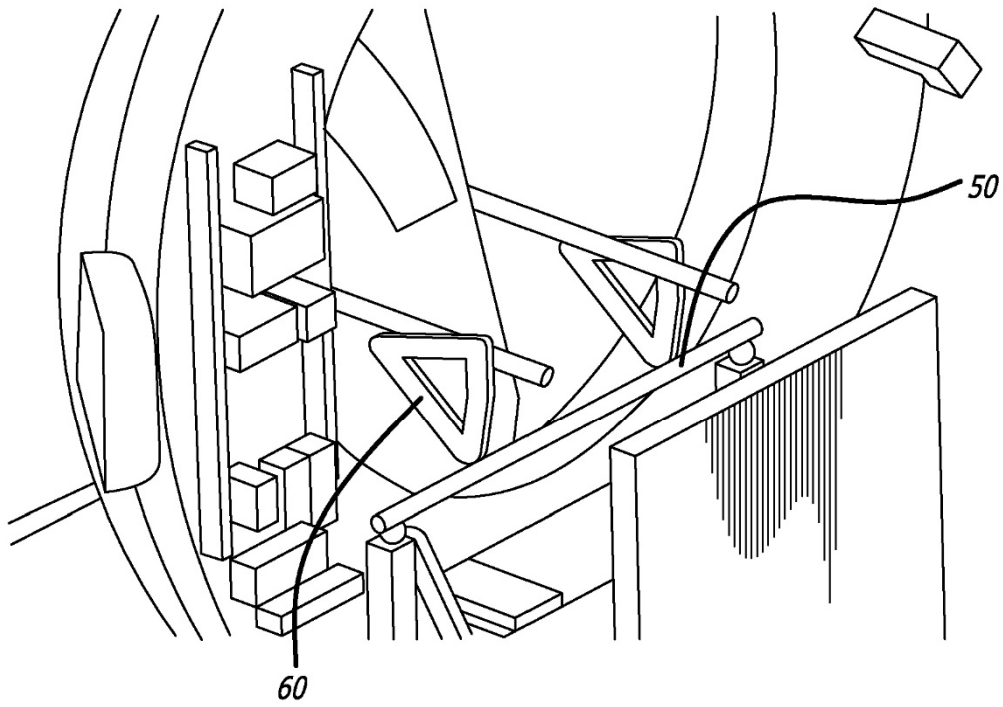


**FIG. 10**

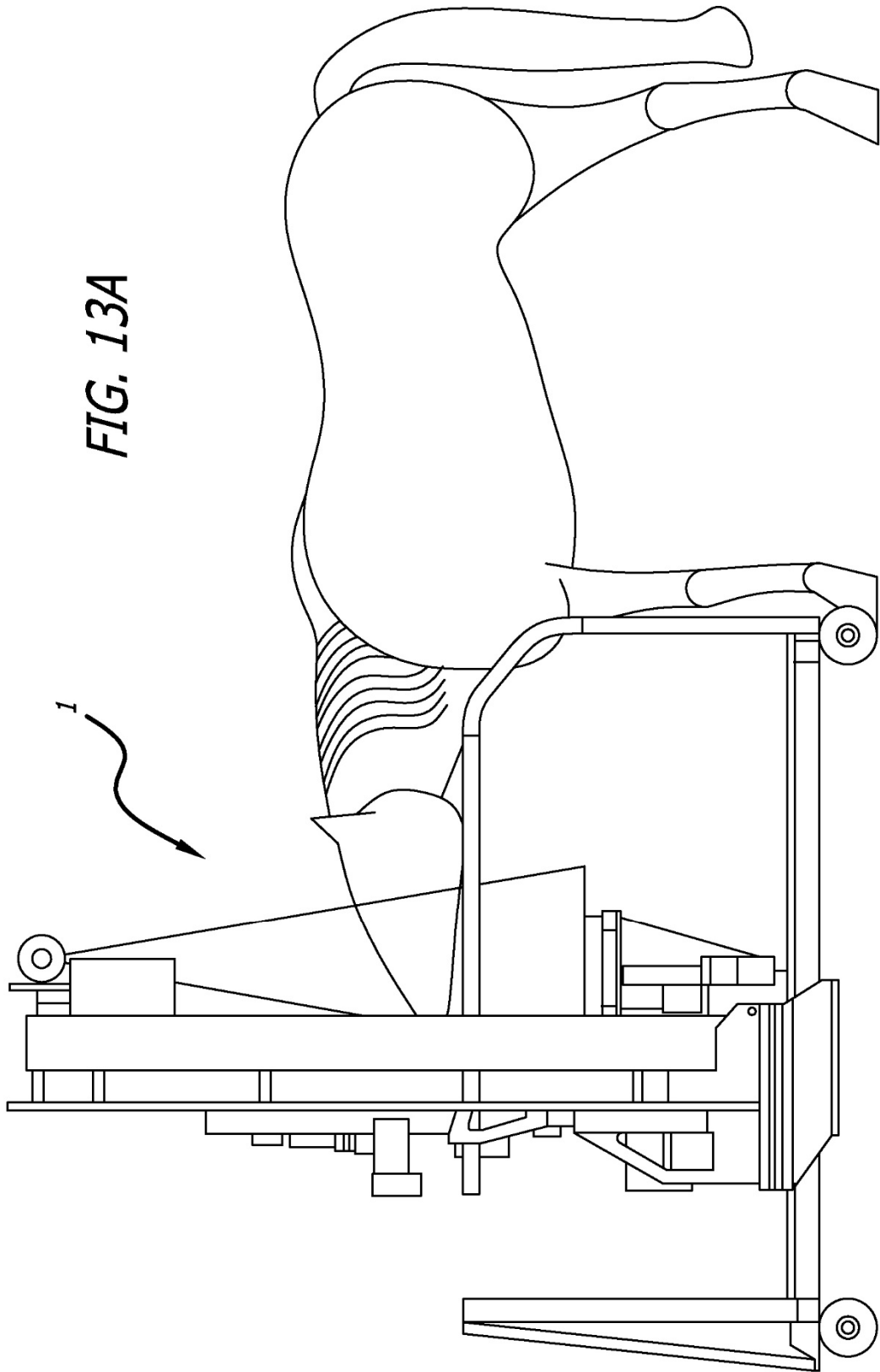


**FIG. 11**

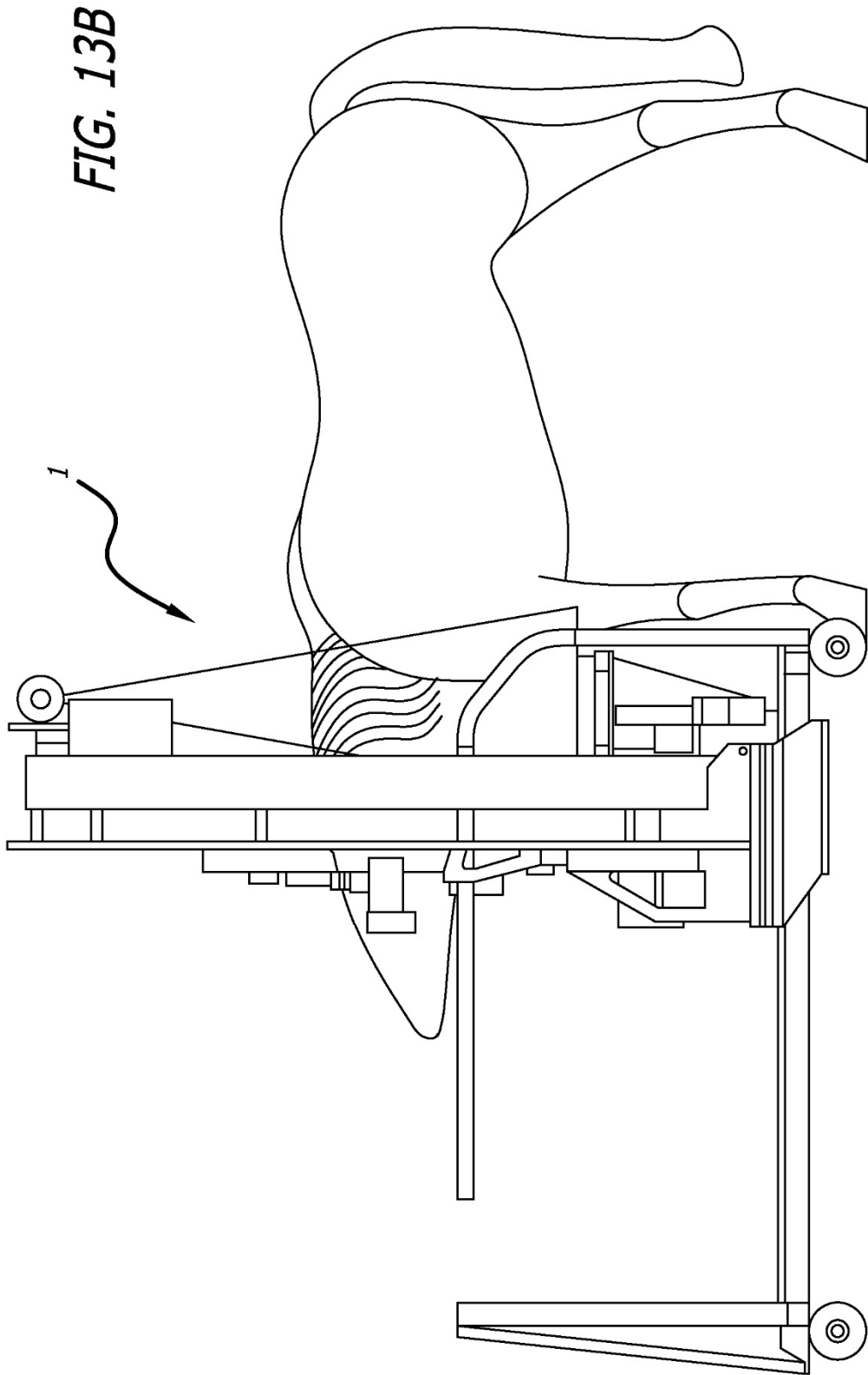
**FIG. 12A**

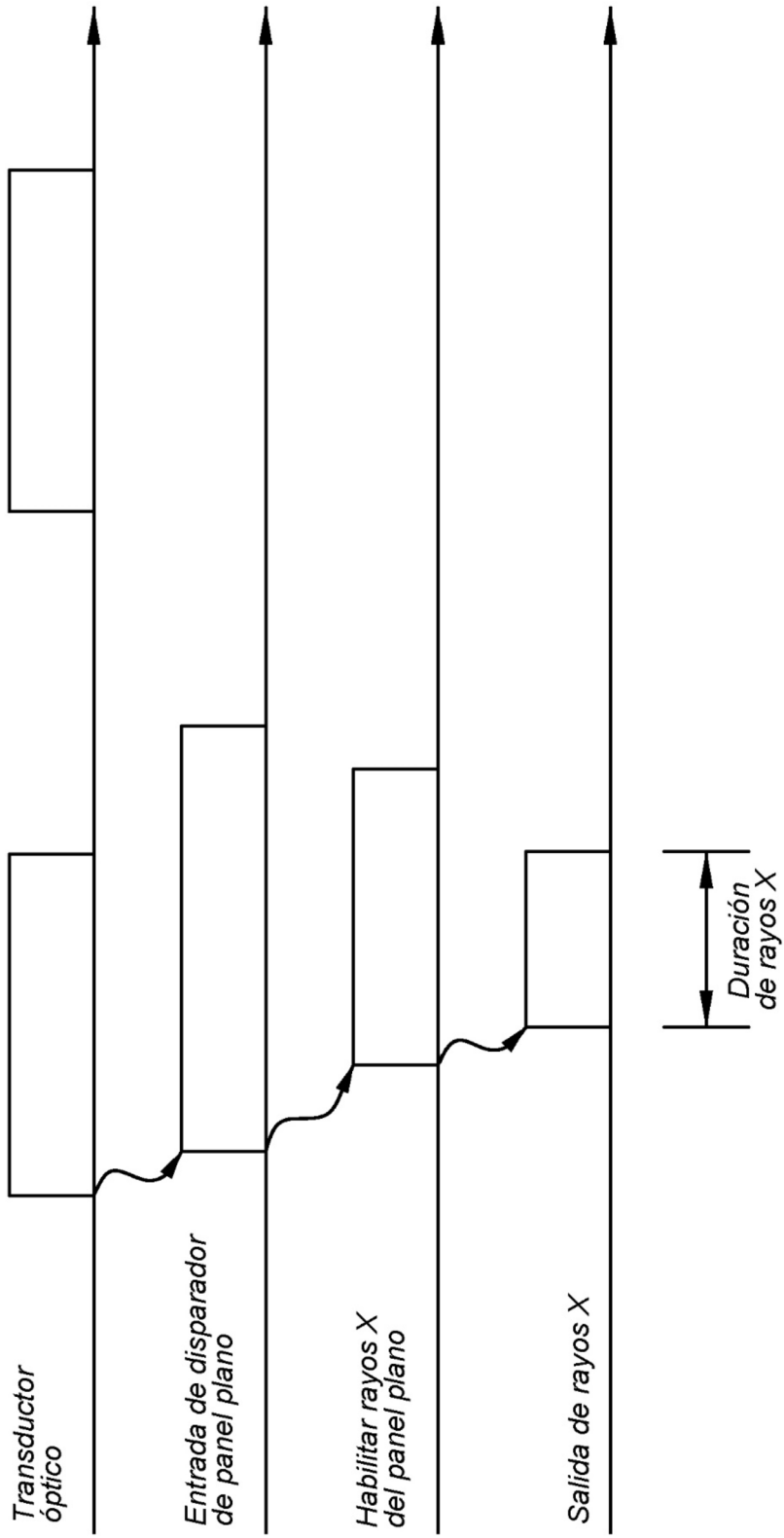


**FIG. 12B**









**FIG. 14**