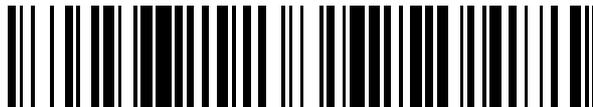


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 478 674**

51 Int. Cl.:

A61B 6/02 (2006.01)

A61N 5/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.09.2008 E 08831242 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.06.2014 EP 2197547**

54 Título: **Sistema de posicionamiento para obtención de imágenes que tiene un brazo en D posicionado robóticamente**

30 Prioridad:

13.09.2007 US 972078 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.07.2014

73 Titular/es:

HENDERSON, TOBY D. (50.0%)
27 Springbrook Road
Rockford, IL 61114, US y
PROCURE TREATMENT CENTERS, INC. (50.0%)

72 Inventor/es:

HENDERSON, TOBY D. y
SCHREUDER, NIEK

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 478 674 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

Sistema de posicionamiento para obtención de imágenes que tiene un brazo en D posicionado robóticamente

Campo de la invención

5 Esta invención se refiere en general a sistemas para obtención de imágenes de pacientes y, más en particular, a sistemas para obtención de imágenes de pacientes para su uso en operaciones de tratamiento por radiación terapéutica tales como tratamiento mediante haz de iones y protones.

Antecedentes de la invención

10 Los continuos avances en la ciencia médica, y específicamente en el campo de los tratamientos por radiación, han permitido el desarrollo de opciones de tratamiento diana más precisas para pacientes con células tumorales que dan como resultado que se aplica menos radiación a las células sanas. No obstante, para cada uno de los dos tipos principales de tratamiento por radiación, es decir, radiocirugía y radioterapia, una obtención de imágenes precisa de la localización del tumor es crítica para asegurar que la radiación es entregada sólo al área diana. Esto es particularmente importante en radiocirugía debido a que las intensas dosis de radiación que son entregadas al paciente están destinadas a destruir células tumorales o de otra manera tratar la región diana. Aunque la cantidad de radiación entregada a un paciente durante la radioterapia es típicamente alrededor de un orden de magnitud menor que la usada en radiocirugía, por ejemplo para tratar cánceres en etapas tempranas, la entrega precisa a las células cancerosas es aún muy importante para minimizar el impacto negativo sobre el paciente. Según esto y para mejor entendimiento, la descripción que sigue usará el término radioterapia para hacer referencia tanto a radiocirugía como a radioterapia.

20 En cada uno de estas operaciones de tratamiento por radiación, es necesario determinar con precisión la localización de la región diana y las estructuras críticas que la rodean con respecto al marco de referencia del dispositivo de tratamiento. También es necesario controlar la posición de la fuente de radiación de forma que su haz pueda ser dirigido con precisión hacia el tejido diana mientras que evita el tejido sano que lo rodea, con control de propagación en y a través de otras estructuras del cuerpo.

25 Para efectuar tal control de la posición del haz, se han desarrollado sistemas de radioterapia estereotáctica sin marco, los cuales implementan radioterapia guiada por imágenes usando un robot. Un sistema robótico guiado por imágenes proporciona el control de posición de haz requerido para una entrega exacta de la radiación terapéutica, mientras que elimina la necesidad de marcos estereotácticos rígidos. Tales sistemas robóticos guiados por imágenes, típicamente, incluyen un generador de haz de tratamiento montado sobre un robot y un controlador. El generador de haz de tratamiento proporciona haces de radiación con forma y temporización precisas. Usando datos de escaneo de pretratamiento, así como software de planificación y de aplicación del tratamiento, el controlador adquiere información referente a la posición y orientación de pretratamiento de la región diana de tratamiento. El paciente, usualmente, es colocado sobre un dispositivo de soporte, tal como una camilla o una mesa. Durante el tratamiento, un sistema para obtención de imágenes mide repetidamente la posición y orientación de la diana con respecto a la fuente de rayos X. Antes de la entrega de la radiación a cada lugar de entrega, el controlador dirige al robot para ajustar la posición y orientación del generador de haz de tratamiento, de acuerdo con las medidas hechas por el sistema para obtención de imágenes, de forma que la dosis requerida del haz de tratamiento puede ser aplicada a la diana de tratamiento en el interior del paciente.

40 La figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema 10 de radioterapia de ese tipo descrito en el documento de patente de EE.UU. n° 7,154,991 B2, titulada Patient Positioning Assembly For Therapeutic Radiation System, cedida a Accuracy, Inc. Este sistema 10 incluye un robot 12 que tiene un conjunto 13 de brazo articulado, una fuente 14 de radiación terapéutica montada en un extremo distal del conjunto 13 de brazo articulado para emitir de manera selectiva radiación terapéutica, un sistema para obtención de imágenes por rayos X y un controlador 18.

45 El sistema para obtención de imágenes por rayos X genera datos de imagen representativos de una o más imágenes casi en tiempo real de la diana. El sistema para obtención de imágenes por rayos X incluye un par de fuentes 17 de rayos X de diagnóstico y un par de detectores de imagen (o cámaras) 21 de rayos X, estando situado cada detector opuesto a una de las fuentes 17 de rayos X asociada. Un dispositivo de soporte 19 del paciente (o mesa de tratamiento) soporta al paciente durante el tratamiento y está situada entre las dos cámaras 21 de rayos X y sus respectivas fuentes 17 de rayos X de diagnóstico.

50 El sistema para obtención de imágenes genera, casi en tiempo real, imágenes de rayos X que muestran la posición y la orientación de la diana en un marco de coordenadas de tratamiento. El controlador 18 contiene software de planificación y aplicación del tratamiento, el cual responde a los datos de escaneo de pretratamiento por CT (y/o datos por MRJ y/o datos por PET y/o datos de escaneo por ultrasonidos) y entradas del usuario para generar un plan de tratamiento que consiste en una sucesión de recorridos de haz deseados, teniendo cada uno de ellos una tasa de dosis y duración asociadas en cada uno de un conjunto de nodos fijado.

55 Antes de realizar un tratamiento sobre un paciente, la posición y orientación del paciente en el interior del marco de

referencia establecido por el sistema para obtención de imágenes de rayos X deben ser ajustadas para hacer coincidir la posición y orientación que el paciente tuvo dentro del marco de referencia del escáner CT (o MRJ o PET) que proporcionó las imágenes usadas para planificar el tratamiento. Es deseable que esta alineación del paciente sea realizada dentro de décimas de milímetro y décimas de grado para los seis grados de libertad.

5 Infortunadamente, con un sistema 10 para obtención de imágenes montado de este tipo, las vistas para obtención de imágenes que es posible tomar están limitadas en su orientación. Además, puesto que el sistema 10 para obtención de imágenes es montado, requiriendo dos fuentes 17 de rayos X y dos cámaras 21, el paciente debe ser movido entre las cámaras 21 para obtener imágenes de diferentes partes o áreas del cuerpo. Cualquier movimiento de este tipo de la mesa 19 una vez colocada provoca el riesgo de alterar la alineación, es decir la posición y orientación del paciente, la cual entonces necesitará ser reconfirmada y establecida antes de que sea comenzado otro tratamiento. Aún más, un sistema 10 para obtención de imágenes de ese tipo establece restricciones sobre la envolvente de tratamiento en el interior de la sala de tratamiento para evitar colisiones entre la mesa 19 y las cámaras 21. Estas estructuras de cámara también ocupan, y por lo tanto limitan, el espacio disponible en el interior de la sala de tratamiento, obstruyendo el movimiento libre del técnico u otro personal médico cuando están en la sala de tratamiento.

15 Sistemas de radioterapia adicionales están ilustrados en la publicación de patente de EE.UU. número 2007/0230660, titulada Medical Radiotherapy Assembly, por Klaus Hermann. La publicación '660 ilustra un primer sistema en el que el sistema para obtención de imágenes es montado en la fuente de radiación terapéutica de tal forma que la fuente de rayos X y el detector de rayos X del sistema para obtención de imágenes rotan sólo angularmente alrededor de un eje longitudinal definido por el haz de partículas de la fuente de radiación terapéutica.

20 De nuevo, infortunadamente, con esta disposición de sistema para obtención de imágenes montado, las vistas para obtención de imágenes que es posible tomar están limitadas en su orientación al ser posicionadas angularmente alrededor del haz de partículas. Por lo tanto, es imposible en este sistema alinear el sistema para obtención de imágenes, a saber la fuente de rayos X y el detector de rayos X, con la dirección del haz de partículas.

25 En la publicación '660 se describe un segundo sistema que incluye un sistema para obtención de imágenes que incluye, a su vez, una fuente de rayos X y un detector de rayos X montado en un brazo de soporte que tiene forma de C o de U. Esta forma de C o de U permite que el brazo de soporte sea abierto por un lado. Este brazo de soporte está montado en un robot de seis ejes. Un sistema de posicionamiento similar está descrito en la Publicación de Solicitud de Patente de EE.UU. número US 2007/0086570 A1.

30 Aunque esta disposición permite alguna mejora en el posicionamiento del sistema para obtención de imágenes sobre los sistemas anteriores, el sistema para obtención de imágenes de este sistema de radioterapia (es decir, tanto la fuente de rayos X como el detector de rayos X) el detector de rayos X del sistema para obtención de imágenes no puede ser usado para ayudar a alinear o comprobar el alineamiento del haz de partículas con respecto al área diana. En particular, la fuente de rayos X del sistema para obtención de imágenes sería en forma de una fuente de rayos X de haz de partículas lineal de la fuente de radiación terapéutica.

35 En lugar de eso, si el alineamiento del haz de partículas va a ser verificado antes de la terapia, un detector de rayos X independiente secundario debe ser posicionado en lugar del detector de rayos X del sistema para obtención de imágenes para cooperar con una imagen de rayos X de haz de partículas lineal antes de iniciar la terapia del paciente. De nuevo, esto requiere, infortunadamente, la disposición adicional de otro dispositivo de obtención de imágenes el cual importar intrínsecamente un error potencial en el alineamiento del haz de partículas.

40 Además, para ajustar la orientación del sistema para obtención de imágenes con respecto a un paciente, el brazo de soporte entero y el robot deben ser movidos de forma relativa alrededor del paciente. Infortunadamente, el rotar el brazo de soporte entero desde el punto de montaje requiere superar una inercia rotacional sustancial debido al tamaño y peso del brazo de soporte y al brazo de momento creado al desviar el detector de rayos X y la fuente de rayos X desde el punto de rotación del brazo de soporte.

Breve resumen de la invención

45 Realizaciones de la presente invención proporcionan un sistema de posicionamiento para obtención de imágenes nuevo y mejorado. Más en particular, realizaciones de la presente invención proporcionan sistemas de posicionamiento para obtención de imágenes nuevos y mejorados que superan uno o más de los problemas descritos arriba que existen con sistemas para obtención de imágenes actuales utilizados para operaciones de tratamiento con radiación terapéutica. Más en particular, realizaciones de la presente invención proporcionan sistemas de posicionamiento para obtención de imágenes nuevos y mejorados que tienen una estructura de soporte posicionada robóticamente para llevar y posicionar equipos para obtención de imágenes.

55 En una realización, la estructura de soporte es un brazo en D que aloja una fuente de rayos X en una pata y un panel para formación de imágenes radiográficas en la otra. En otra realización, el brazo en D aloja una fuente de CT de haz cónico en una pata y un panel para formación de imágenes en la otra. Otras realizaciones más de la presente invención utilizan cámaras de tomografía de emisión de positrones (PET) montadas en cada una de las patas del

brazo en D para permitir la obtención de imágenes por PET. Aún otras realizaciones de la presente invención utilizan una combinación de estas tecnologías para obtención de imágenes para satisfacer los requerimientos para obtención de imágenes de las operaciones de tratamiento con radiación terapéutica usada con ellos.

5 En una realización de la presente invención, el sistema para obtención de imágenes utiliza un robot de tipo brazo de robot articulado selectivamente compatible (SCARA) que proporciona cinco rotaciones y un eje de traslación lineal. Para maximizar el espacio disponible en el interior de la sala de tratamiento, una realización de la presente invención monta un robot de tipo SCARA en el techo de la sala de tratamiento. El robot de tipo SACARA es entonces capaz de posicionar la estructura de soporte de forma que el paciente esté dentro de un volumen definido por la estructura de soporte y los componentes para obtención de imágenes del equipo para obtención de imágenes llevado sobre él.
10 Esto permite orientaciones para obtención de imágenes según casi todos los planos sin requerir movimiento del paciente o de la mesa de posicionamiento sobre la cual ha sido sujetado el paciente.

15 Para obtención de imágenes por ratos X, se requiere solamente una fuente de rayos X y un panel para formación de imágenes radiográficas. Al usar un robot de alta precisión y elevada carga útil de tipo SCARA para posicionar el brazo en D sobre el cual está montado el equipo para obtención de imágenes, se posibilita un posicionamiento repetible y de alta precisión del equipo para obtención de imágenes. Esto simplifica grandemente el proceso de comisionado. Según esto, realizaciones de la presente invención pueden ser usadas para adquirir imágenes por rayos X estáticas según múltiples ejes a través del isocentro de la sala de tratamiento. Esto proporciona una solución más adaptable y permitirá una integración más fácil con múltiples sistemas de alineamiento del paciente que controlan el posicionamiento del paciente y el haz de tratamiento. Un sistema de posicionamiento del paciente de este tipo se describe en la solicitud de patente en tramitación con la presente número 60/972,107, presentada el 13 de septiembre de 2.007, cuyas enseñanzas y divulgación se incorporan aquí en su integridad para referencia a la misma.
20

25 En una realización alternativa de la presente invención, la adquisición mediante CT de haz cónico (CBCT) se hace posible rotando dinámicamente el brazo en D alrededor del paciente en múltiples planos. Ciertamente, en una realización de la presente invención el centro de rotación durante la adquisición por CBCT entre la fuente y el panel para formación de imágenes es proporcionado por el robot SCARA. Según esto, el técnico o el personal médico es capaz de definir un punto de rotación para el brazo en D, lo cual permite al técnico o al personal médico definir o ajustar el campo de visión (FOV) proporcionado por la CBCT. Si se requiere o desea un FOV más grande, el punto de rotación del brazo en D controlado por el robot estará más cerca del panel para formación de imágenes, mientras que un FOV más pequeño se proporcionará definiendo un punto de rotación que esté más alejado del panel para formación de imágenes. Además, del hecho de que la adquisición por CBCT puede ser hecha en múltiples planos con una realización del sistema de la presente invención, ahora es posible que se realicen las adquisiciones por CBCT sobre el paciente mientras que el paciente está en la posición de tratamiento. El control del sistema para obtención de imágenes de la presente invención también permite adquisiciones por CBCT con el paciente colocado en posición sentada. Esto se posibilita en una realización que posiciona el brazo en D para permitir la adquisición de CBCT en el plano horizontal.
30
35

40 En una realización de la presente invención, se proporciona un mecanismo para permitir la rotación del panel para formación de imágenes sobre la estructura de soporte alrededor del eje del haz de rayos X. Esto permite al sistema para obtención de imágenes simular una rotación de gantry cuando se usa un haz de protones fijo, que no puede rotar. La manera clásica de usar imágenes radiográficas estáticas es tener los paneles para formación de imágenes en una orientación fija con respecto al sistema de coordenadas de referencia fijo en la sala de tratamiento. Cuando el paciente es movido, en lugar del haz (gantry), entonces la imagen radiográfica obtenida con el panel fijo no alineará con la imagen de referencia obtenida del sistema de planeamiento del tratamiento. En una realización de la presente invención, el panel para formación de imágenes es rotado alrededor del eje de rayos X para simular el efecto de una rotación del haz.
45

50 En una realización de la presente invención, la estructura de soporte está dividida en segmentos o porciones separados y permite que el panel para formación de imágenes y la fuente de rayos X sean movidos fuera del mismo plano del panel para formación de imágenes. Esto permite que el panel para formación de imágenes sobre la estructura de soporte sea usado para una imagen de rayos X lineal. En otra realización, el montaje de panel para formación de imágenes sobre la estructura de soporte incluye un mecanismo para permitir que el propio panel para formación de imágenes sea inclinado fuera del eje del haz de rayos X de la fuente de rayos X montada sobre la estructura de soporte de forma que el panel para formación de imágenes pueda ser posicionado perpendicular al eje del haz de protones sin que la fuente de rayos X choque con la boquilla de entrega del haz durante la obtención de imágenes por rayos X de haz lineal.

55 En una realización de la presente invención, un montaje de panel para formación de imágenes permitirá que el panel para formación de imágenes se incline fuera del plano de un eje del haz de rayos X de forma que el panel para formación de imágenes puede ser posicionado perpendicular a un eje de haz de protones sin que la fuente de rayos X choque con la boquilla de entrega del haz. En otras palabras, la estructura de soporte y el panel para formación de imágenes serán rotados uno con respecto al otro de tal forma que el panel para formación de imágenes permanece en su misma localización con respecto a un paciente, durante la transición de la fuente de rayos X fuera de la línea
60

con el eje previo que mantenía. De esta manera, una nueva fuente de rayos X asociada con la boquilla de entrega de haz puede ser alineada con el panel para formación de imágenes para alinear apropiadamente la boquilla de entrega de haz con respecto a la región diana del paciente.

5 Para asegurar que ningún objeto colisione con la estructura de soporte, una realización del sistema de la presente invención utiliza un dispositivo de seguimiento de distancia láser montado sobre la estructura de soporte. Durante el uso del sistema para obtención de imágenes, el dispositivo de seguimiento de distancia láser hará un barrido sobre el volumen encerrado por la estructura de soporte de forma que pueda captar la presencia de cualesquiera objetos que vengan a aproximarse cerca de cualquier parte mecánica del sistema para obtención de imágenes. Este escáner de distancia láser también se usa en una realización alternativa para determinar la envolvente de la superficie del paciente para su uso con el sistema para obtención de imágenes, sistema de posicionado del paciente y algoritmos de control de evitación de la colisión del sistema de tratamiento.

10 En una realización de la presente invención un sensor de fuerza de par torsor está incluido entre la muñeca del robot y la estructura de soporte. Todos los movimientos, excepto para las adquisiciones por CBCT dinámicas, estarán entonces bajo control de la fuerza de par torsor. Esto significa que ninguno de los movimientos alrededor del paciente para llevar la estructura de soporte a su posición será autónomo, es decir, el sistema de posicionamiento para obtención de imágenes sólo se moverá a lo largo del recorrido por el que el técnico u otro personal médico tiren de él.

15 La estructura de soporte está montada sobre el robot SCARA en un acoplamiento y un dispositivo de obtención de imágenes está montado en la estructura de soporte. Una orientación del dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento entre el robot SCARA y la estructura de soporte se puede ajustar. Esto permite mayor precisión en la operación del sistema de posicionamiento de imágenes y, en particular, en posicionar el dispositivo de obtención de imágenes con respecto a un área diana de un paciente.

20 En otra realización más, la estructura de soporte es un anillo de soporte, el cual es una estructura en forma de anillo que es preferiblemente un anillo continuo. El anillo de soporte permite la rotación de la orientación del dispositivo de obtención de imágenes 360 grados alrededor de un eje central. En una realización preferida, el dispositivo de obtención de imágenes puede moverse con respecto al anillo de soporte para ajustar la posición de los componentes del dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento y al robot SCARA. Esta disposición reduce grandemente el número de componentes del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes en su conjunto que deben ser movidos para hacer algunos ajustes de la orientación del dispositivo de obtención de imágenes.

25 Aún más, en algunas realizaciones, el anillo de soporte está formado por un par de segmentos o porciones que están conectados de manera pivotante uno con el otro. Esto permite que el anillo de soporte pueda pivotar entre diferentes estados de pivotamiento, a saber, un estado pivotado cerrado en el que el anillo de soporte es un anillo continuo y un segundo estado pivotado abierto en el que el anillo de soporte está roto, formando con ello una boca entre los extremos de los segmentos del anillo de soporte. Éste permite que el anillo de soporte sea posicionado más fácilmente alrededor de un paciente. Una vez posicionado alrededor del paciente, se puede realizar la transición del anillo de soporte hasta el estado pivotado cerrado en el que el anillo de soporte rodea de manera continua un eje definido por el paciente.

30 De acuerdo con la invención, el acoplamiento entre la estructura de soporte y el brazo del robot se puede ajustar de tal manera que la orientación del dispositivo de obtención de imágenes se puede ajustar con respecto al acoplamiento ajustando la localización del acoplamiento a la estructura de soporte. Más en particular, el acoplamiento incluye una placa de acoplamiento que se puede mover con respecto a y a lo largo de la estructura de soporte.

35 Otros aspectos, objetivos y ventajas de la invención aparecerán más claramente a partir de la descripción detallada que sigue cuando se toma en conjunto con los dibujos que acompañan.

Breve descripción de los dibujos

Los dibujos que acompañan, incorporados a y que forman parte de la especificación, ilustran varios aspectos de la presente invención y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la invención. En los dibujos:

- 40 la figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema de radioterapia sin marco, conocido en la técnica anterior;
- 50 la figuras 2 es una ilustración en isométrica de una realización de un sistema de posicionamiento para obtención de imágenes construido de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención;
- la figura 3 es una ilustración en isométrica del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la realización ilustrada en la figura 2 reorientado para ilustrar particularidades adicionales del mismo;
- 55 la figura 4 es una ilustración en isométrica de una realización del brazo en D utilizado con el sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la figura 1 configurado para realizar obtención de imágenes por

rayos X;

la figura 5 es una ilustración en isométrica del brazo en D ilustrado en la figura 4 reorientado para ilustrar particularidades adicionales del mismo;

5 la figura 6 es una ilustración en isométrica del brazo en D de la figura 4 reorientado para ilustrar particularidades adicionales del mismo;

la figuras 7 es una ilustración de una vista lateral de una realización alternativa de un brazo en D configurado para obtención de imágenes por rayos X y obtención de imágenes por rayos X de haz lineal;

10 las figuras 8-10 son ilustraciones de vistas frontales de una realización alternativa del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la presente invención que ilustra la capacidad de la estructura de soporte para moverse con respecto al brazo del robot; y

las figuras 11-14 ilustran una realización alternativa de una sistema de posicionamiento para obtención de imágenes que utiliza un anillo de soporte para soportar los componentes para obtención de imágenes del sistema.

15 Aunque la invención se describirá en conexión con ciertas realizaciones preferidas, no hay intención alguna de limitarla a esas realizaciones. Por el contrario, la intención es cubrir todas las alternativas, modificaciones y equivalentes como se incluyen en el alcance de la invención según se define por las reivindicaciones adjuntas.

Descripción detallada de la invención

20 Mirando ahora a la figura 2, hay ilustrada una realización de un sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 100 construido de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención. Aunque la descripción que sigue describirá realizaciones del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes en relación con su uso en operaciones e instalaciones de tratamiento por radiación terapéutica, los expertos en la técnica reconocerán que tales realizaciones y entornos operacionales se proporcionan sólo a modo de ejemplo y no a modo de limitación.

25 En las realizaciones ilustradas, el sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 100 utiliza un robot 102 de tipo brazo de robot articulado selectivamente compatible (SCARA) que proporciona cinco rotaciones y un eje de traslación lineal. Otras realizaciones de la presente invención pueden utilizar robots de seis ejes estándar. El robot 102 de tipo SCARA de la realización ilustrada incluye una porción 104 de brazo superior, una porción 106 de brazo inferior, una porción 108 de muñeca y una porción 110 de acoplamiento. La traslación lineal es proporcionada a lo largo de un carril 112 de montaje por la porción 114 de base. Para maximizar el espacio disponible en el interior de la sala de tratamiento del centro de tratamiento por radiación terapéutica, una realización preferida de la presente invención instala el carril 112 de montaje en el techo de forma que el sistema para obtención de imágenes 100 puede ser movido arriba y abajo del paso cuando no se necesita para no limitar el movimiento de cualquiera de los técnicos, personal médico o el paciente en el interior de la sala de tratamiento.

30 El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 100 utiliza una estructura de soporte en forma de una estructura 116 de brazo en D sobre la cual está montado el equipo para obtención de imágenes. En la realización ilustrada en la figura 2, este equipo para obtención de imágenes tiene dos componentes principales separados mostrados como una fuente de rayos X 118 y un panel para formación de imágenes 120, cada componente está montado en una de las patas opuestas del brazo en D. Otras realizaciones de la presente invención utilizan otros dispositivos de obtención de imágenes para permitir adquisición por CT de haz cónico (CBCT), obtención de imágenes por tomografía de emisión de positrones (PET), etc. como se discutirá más detalladamente abajo. Aún más, otras realizaciones de la presente invención utilizan múltiples tecnologías de dispositivos de obtención de imágenes montados sobre la estructura 116 de brazo en D para proporcionar múltiples tipos de obtención de imágenes, por ejemplo, ambos una fuente de rayos X 118 y panel para formación de imágenes 120 y un par de cámaras de PET para permitir el escaneo por PET durante la operación de tratamiento.

35 La figura 3 ilustra la misma realización del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 100 ilustrada en la figura 2, pero rotada de forma que se puedan ver detalles de la porción 114 de base y el carril de montaje. La porción 114 de base (porciones de la cual han sido quitadas por claridad de la ilustración) proporciona un movimiento lineal preciso a lo largo del carril de montaje 112. En una realización, este carril de montaje 112 está posicionado en el techo en el interior de la sala de tratamiento perpendicular al plano de tratamiento del haz. Esto permite que el robot 102 se aproxime al paciente con la estructura 116 de brazo en D desde cualquier dirección para permitir la adquisición de imágenes en múltiples planos.

40 La estructura 116 de brazo en D está ilustrada con mayor detalle en la figura 4 a la cual se hace referencia ahora. En este ejemplo de estructura 116 de brazo en D, un par de miembros de bastidor 122, 124 están unidos mediante travesaños cruzados 126, 128, 130. La estructura 132 de montaje también está unida a cada uno de los miembros de bastidor 122, 124 y proporciona un punto de acoplamiento de montaje para la porción 110 de acoplamiento del robot SCARA 102 (véase la figura 2). Este acoplamiento puede ser un acoplamiento rígido tal como puede ser proporcionado por pernos u otros sujetadores apropiados, o puede ser un acoplamiento liberable dinámico tal como

puede ser proporcionado por un acoplamiento neumático conocido en la técnica. Un acoplamiento liberable dinámico actuaría como un acoplamiento de cambio de herramienta uniforme que permitiría que el robot SCARA 102 fuera automática y fácilmente acoplado a y desacoplado de otros sistemas para obtención de imágenes, tal como se ilustra en las figuras 11-14.

5 Además, como se ilustra en las figuras 8-10, la estructura 116 de brazo en D está montada en el robot SCARA 102 para un movimiento lineal con respecto a la porción 110 de acoplamiento. Más en particular, la placa 132 de montaje puede moverse linealmente alrededor de la estructura 116 de brazo en D. En otras palabras, la placa 132 de acoplamiento o montaje puede moverse lateralmente entre las porciones de pata del brazo en D y éstas lateralmente con respecto a la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120. De esta manera, según se ilustra por la progresión de las figuras 8-10, una vez posicionada sobre el paciente 154, la estructura 116 de brazo en D puede ser movida lateralmente con respecto al robot SCARA 102 de tal forma que el paciente 154 esté más cerca del panel para formación de imágenes 120 por rayos X que a la fuente de rayos X 118 (figura 8), el paciente 154 esté sustancialmente posicionado igualmente entre la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X (figura 9), o el paciente 154 esté más cerca de la fuente de rayos X 118 que del panel para formación de imágenes 120 por rayos X (figura 10). Debe ser notado que esta traslación lineal de la estructura 116 de brazo en D puede ser hecha sin movimiento alguno del robot SCARA 102 con respecto al paciente 154.

La placa 132 de montaje se puede mover con respecto a los miembros de bastidor 122, 124 para posicionar lateralmente la estructura 116 de brazo en D con respecto al robot SCARA 102. Esto permite ajustar la orientación de la estructura 116 de brazo en D y en consecuencia el dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento entre el brazo en D y el robot SCARA 102. La placa 132 de montaje puede ser accionada mediante un actuador lineal (no mostrado) para posicionar la placa 132 de montaje con respecto a los miembros de bastidor 122, 124.

En virtud del movimiento lateral de la placa 132 de montaje con respecto a los miembros de bastidor 122, 124, el brazo en D 116 puede estar montado en una posición desviada con respecto a la porción 110 de acoplamiento del robot SCARA 102, tal como se ilustra mediante las figuras 2 y 9 y la posición de la placa 132 de montaje en la figura 4. Esta configuración desviada es proporcionada mediante tener posicionada la placa 132 de montaje lateralmente más cerca del panel para formación de imágenes 120 por rayos X más bien que a la fuente de rayos X 118.

Una ménsula montaje 134 también se provee entre los miembros de bastidor 122, 124 en un extremo de los mismos para montar la fuente de rayos X 118 sobre ella. Esta ménsula de montaje 134, así como una ménsula de montaje (no mostrada) en el otro extremo de los miembros de bastidor 122, 124 para montaje del panel para formación de imágenes 120 también proporciona soporte estructural y añade rigidez a la estructura 116 de brazo en D.

Como puede verse en las figuras 5 y 6 (en las cuales la ménsula de montaje ha sido quitada), el panel para formación de imágenes 120 de la realización ilustrada no está montado directamente sobre alguno de los miembros de bastidor 122, 124 sino que en su lugar está montado sobre un motor 136. Según se ilustra en la figura 6, el panel para formación de imágenes 120 está montado realmente sobre una estructura de montaje 138 que está acoplada al árbol de salida del motor 136. Esto permite la rotación del panel para formación de imágenes 120 en la estructura 116 de brazo en D. Específicamente, el motor 136 es capaz de rotar el panel para formación de imágenes 120 alrededor del eje del haz de rayos X ilustrado por la línea 140.

Esto permite que el sistema para obtención de imágenes 100 simule una rotación del gantry cuando se usa un haz de protones fijo que no puede rotar durante la operación terapéutica. La manera clásica de usar imágenes radiográficas estáticas es tener los paneles para formación de imágenes en una orientación fija con respecto al sistema de coordenadas de referencia fijo en la sala de tratamiento. Cuando el paciente es movido, en vez del haz (gantry) y la imagen radiográfica es obtenida con el panel fijo anterior, la imagen no estará alineada con la imagen de referencia obtenida del sistema de planeamiento del tratamiento. En esta realización de la presente invención, este problema es resuelto mediante rotar el panel para formación de imágenes 120 alrededor del eje 140 de rayos X para simular el efecto de una rotación del haz.

En realizaciones que utilizan miembros de bastidor 122, 124 rígidos y que fijan el panel para formación de imágenes 120 y la fuente de rayos X 118 a lo largo del eje 140 del haz de rayos X, es imposible usar el mismo panel para formación de imágenes 120 para una imagen de rayos X de haz lineal en un centro de tratamiento. Esto es porque tal obtención de imágenes requiere que el panel para formación de imágenes sea posicionado perpendicular con el eje de haz de protones y, con un montaje fijo de la fuente de rayos X 118 y del panel para formación de imágenes 120 sobre la estructura 116 de brazo en D, la fuente de rayos X 118 colisionará con la boquilla de entrega de haz del haz de tratamiento cuando el panel para formación de imágenes es movido a la posición apropiada.

No obstante, en una realización de la presente invención el montaje 142 de panel para formación de imágenes permitirá al panel para formación de imágenes 120 que se incline fuera del plano del eje 140 del haz de rayos X de forma que el panel para formación de imágenes 120 puede ser posicionado perpendicular al eje del haz de protones sin que la fuente de rayos X 118 choque con la boquilla de entrega de haz. En una realización de la presente invención el montaje 142 del panel para formación de imágenes sólo necesitará proporcionar un ángulo de inclinación de menos de aproximadamente 45 grados y, preferiblemente, aproximadamente 30 grados hacia fuera

del eje 140 del haz de rayos X. Esto permitirá un espacio libre adecuado entre la fuente de rayos X 118 y la boquilla de entrega del haz del dispositivo de tratamiento con haz de protones cuando el panel para formación de imágenes 120 está posicionado perpendicular al eje del haz de protones, permitiendo con ello que sea tomada la imagen de rayos X de haz lineal.

5 En una realización alternativa de la estructura 116' de brazo en D ilustrada en la figura 7, los miembros de bastidor 122' incluyen una porción 144 con bisagra y un mecanismo 146 de accionamiento. En esta realización, es posible rotar la fuente de rayos X 118 fuera del camino de la boquilla de entrega de haz de iones cuando el panel para formación de imágenes 120 está posicionado perpendicular al eje del haz de protones. Esto permitirá entonces la obtención de imágenes por rayos X de haz lineal usando el panel para formación de imágenes 120 mientras que se evita la colisión entre la fuente de rayos X 118 y la boquilla de entrega de haz. De nuevo, esta es otra disposición estructural que permite el ajuste de la orientación del dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento entre el robot SCARA 102 y la estructura 116 de brazo en D.

15 Aunque la figura 7 muestra claramente que la disposición de montaje de la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 permite que la fuente de rayos X 118 sea rotada fuera de la línea con el panel para formación de imágenes 120 por rayos X para permitir que la obtención de imágenes por rayos X de haz lineal use el panel para formación de imágenes 120, realizaciones alternativas de la invención no están limitadas a esta localización de la bisagra o punto de pivotamiento para rotar la fuente de rayos X 118 fuera del alineamiento con el panel para formación de imágenes 120. Por ejemplo y con referencia a la figura 4, la fuente de rayos X 118 puede pivotar con respecto a la porción de brazo 147 que se extiende perpendicularmente a la porción de brazo 149 de la estructura 116 de brazo en D en la cual está montada la fuente de rayos X 118.

20 El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 100 de la presente invención no sólo permitirá la adquisición de imágenes de rayos X estáticas según múltiples ejes a través del isocentro de la sala de tratamiento, sino que también permitirá adquisición por CT de haz cónico. Estas adquisiciones por CBCT se obtienen controlando el robot SCARA 102 para rotar dinámicamente la estructura 116 de brazo en D alrededor del paciente en múltiples planos. Además, debido a que el robot tipo SCARA 102 es usado para posicionar y rotar la estructura 116 de brazo en D, es posible un campo de visión (FOV) dinámico para la adquisición CBCT. Esto es, puesto que el centro de rotación entre la fuente de rayos X y el panel para formación de imágenes 120 para las adquisiciones por CBCT está determinado por el robot SCARA 102, el técnico o personal médico puede definir un punto de rotación que controlará el FOV. Si se requiere un FOV más grande, el punto de rotación de la estructura 116 de brazo en D alrededor del paciente puede ser definido por el usuario para estar más cerca del panel para formación de imágenes 120. Si se requiere un FOV más pequeño, es punto de rotación de la estructura 116 de brazo en D alrededor del paciente puede ser definida por el usuario para estar más cerca de la fuente de rayos X 118 y más lejos del panel para formación de imágenes 120. Sistemas de CBCT típicos, por el contrario, rotan alrededor de un punto fijo en el espacio. De tal manera, su FOV también es fijo.

35 Otra ventaja del sistema 100 de la presente invención es que las adquisiciones por CBCT pueden ser obtenidas mientras que el paciente está en la posición de tratamiento. Esto es, debido a que el robot SCARA 102 puede posicionar dinámicamente la estructura 116 de brazo en D para proporcionar adquisiciones por CBCT en múltiples planos, tales adquisiciones por CBCT pueden ser hechas en la posición de tratamiento. Aún más, estas adquisiciones por CBCT pueden ser realizadas con el paciente en una posición sentada, es decir, posición erguida. Esto es hecho disponible en el sistema de la presente invención porque el robot SCARA 102 puede posicionar dinámicamente la estructura 116 de brazo en D para adquirir una CBCT en el plano horizontal.

40 Como se discutió brevemente arriba, cámaras de tomografía por emisión de positrones (PET) pueden ser montadas en lugar de la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120, o pueden ser montadas en la estructura 116 de brazo en D como añadido a o en lugar de la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120. Debido a que el robot SCARA 102 puede posicionar dinámicamente la estructura 116 de brazo en D en el interior de la sala de tratamiento mientras que el paciente está siendo tratado activamente, la obtención de imágenes por PET puede ser realizada en la sala de tratamiento sin mover al paciente a un escáner PET separado. Esto es hecho posible mediante la estructura 116 de brazo en D posicionando las cámaras de PET en posiciones diametralmente opuestas de la misma. Esto es requerido porque durante el proceso de aniquilación, se emiten dos fotones en direcciones diametralmente opuestas. Estos fotones son registrados por las cámaras de PET tan pronto como llegan y los datos son reenviados a una unidad de proceso la cual decide si los dos eventos registrados son seleccionados como un denominado evento de coincidencia. Todas tales coincidencias son reenviadas a una unidad de procesamiento de imágenes en la que los datos de la imagen final son producidos por vía de un procedimiento de reconstrucción de imágenes bien conocido en la técnica de escaneo PET.

55 En una realización de la presente invención según se ilustra en las figuras 8-10, un dispositivo de seguimiento de distancia por láser, tal como un escáner láser 148, está montado en la estructura 116 de brazo en D. Este escáner láser 148 barrerá todo el volumen 150 encerrado por la estructura 116 de brazo en D. El escáner láser 148 captará la presencia de cualesquiera objetos que vengán a aproximarse cerca de cualquier parte mecánica de la estructura 116 de brazo en D en el interior del volumen 150. El control del robot SCARA recibirá los datos del escáner para controlar la posición de la estructura 116 de brazo en D para impedir que objetos se aproximen cerca de o hagan

- 5 contacto con cualquier parte mecánica de la estructura 116 de brazo en D. Los datos de salida del escáner láser pueden también ser exportados a un algoritmo de evitación de colisiones del sistema de posicionamiento del paciente. En una realización de este tipo, el escáner láser 148 del sistema para obtención de imágenes 100 escaneará sobre el paciente 154 antes del inicio del tratamiento para determinar la envolvente 152 ocupada por el paciente 154. Una vez que esta envolvente 152 ha sido determinada, el algoritmo de evitación de colisiones del sistema de posicionamiento del paciente asegurará que no se permite entrar ningún objeto a la envolvente 152 durante el proceso de tratamiento.
- 10 En una realización de la presente invención la porción 110 de acoplamiento del robot SCARA 102 incluirá un sensor de fuerza de par torsor. En una realización de este tipo, todos los movimientos del robot SCARA 102 y de la estructura 116 de brazo en D estarán bajo control de la fuerza de par torsor, excepto para adquisiciones por CBCT dinámicas. En una realización de este tipo, ninguno de los movimientos alrededor del paciente para posicionar la estructura 116 de brazo en D en su posición será autónomo. En su lugar, el posicionamiento de la estructura 116 de brazo en D por el robot SCARA 102 estará controlado por un usuario que tira de la estructura 116 de brazo en D hasta su posición.
- 15 Con referencia a la figura 11, se ilustra una realización alternativa de un sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 200. El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 200 es similar a los sistemas de posicionamiento para obtención de imágenes anteriores descritos previamente en muchos aspectos. Por ejemplo, el sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 200 incorpora un robot SCARA 102 para posicionar robóticamente otra realización de una estructura de soporte para llevar y posicionar el equipo para obtención de imágenes.
- 20 En esta realización, la estructura de soporte es un anillo de soporte 216 que forma un anillo continuo que rodea por completo 360° para proporcionar configuraciones de posicionamiento adicionales de la fuente de rayos X 118 y del panel para formación de imágenes 120 por rayos X con respecto a un paciente 154. Aunque se ilustra como un anillo de soporte 216 circular, el anillo de soporte 216 se pretende que sea suficientemente amplio como para abarcar otras estructuras anulares o de tipo anillo que pueden ser de forma poligonal, oblonga, elíptica, oval, etc. aunque sustancialmente aún forman un anillo. Además, el anillo no necesariamente necesita formar o ser capaz de formar un anillo continuo entero.
- 25 El anillo de soporte 216 ilustrado en las figuras 11 y 12 forma un anillo fijo continuo. Como es un anillo continuo, el anillo de soporte 216 debe ser posicionado (ilustrado mediante flechas dobles 217) con respecto al paciente 154 moviéndolo a lo largo de un trayecto 219 (ilustrado como una línea discontinua) definido por el paciente 154. Como se ilustra en la figura 12, el paciente 154 está tumbado sobre un soporte plano tal como una mesa o una cama de tal forma que el trayecto 219 es sustancialmente lineal. De esta manera, el anillo de soporte 216 puede ser movido linealmente a lo largo del trayecto 219 para tomar imágenes por rayos X de localizaciones deseadas del paciente 154.
- 30 El anillo de soporte 216 ilustrado es similar a la estructura 116 de brazo en D de las realizaciones previas, en que está formado a partir de un par de miembros de bastidor 222, 224 que están espaciados y conectados entre sí mediante travesaños cruzados 226, 228, 230. Además, la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X pueden ser montados en el anillo de soporte 216 de manera idéntica que en las realizaciones descritas previamente con respecto a la estructura 116 de brazo en D. Adicionalmente, el anillo de soporte 216 puede incluir una estructura de montaje 232 similar a la estructura de montaje 132 de realizaciones previas.
- 35 En una realización del sistema de posicionamiento para obtención de imágenes 200 de las figuras 11 y 12, el anillo de soporte 216 puede rotar, típicamente por vía de la estructura de montaje 232, alrededor de un eje de rotación 231 con respecto a la porción 110 de acoplamiento. Este grado de libertad adicional, permite que la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X sean rotados alrededor del paciente 154 para variar el ángulo en el cual son tomadas las imágenes por rayos X del paciente 154. Este grado de libertad es, preferiblemente, de 360° enteros alrededor del eje 231 y, preferiblemente, permitido tanto en dirección horaria como antihoraria alrededor del eje 231 (es decir, según se ilustra mediante la flecha doble 233 en la figura 11). Más en particular, esto permite que la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X tomen rayos X desde, sustancialmente, cualquier dirección a lo largo de o paralela a un plano definido por el eje de rotación 231.
- 40 Una realización más de un anillo de soporte 216' se ilustra en las figuras 13 y 14. El anillo de soporte 216' es similar al anillo de soporte 216 excepto en que el anillo de soporte 216' está formado por un par de porciones de anillo 254, 256, es decir, segmentos, que pivotan uno con respecto al otro entre estados de pivotamiento primero y segundo. La porción de anillo 256 actúa como una porción de bisagra que pivota con respecto a la porción de anillo 254. Un mecanismo de accionamiento 246 acciona las dos porciones 254, 256 una con respecto a la otra para abrir y cerrar el anillo de soporte 216'. En el estado de pivotamiento abierto (véase la figura 14), se forma una boca entre los extremos distales de las porciones de anillo 254, 256.
- 45 Esta configuración permite posicionar más fácilmente el anillo de soporte 216' con respecto a un paciente. En vez de

requerir que se mueva a lo largo de una eje definido por un paciente y pasar primero sobre la cabeza o los pies del paciente, esta versión de pinza del anillo de soporte 216' puede ser abierta (según se ilustra en la figura 14) de tal forma que puede ser directamente posicionado lateralmente alrededor del paciente 154 ilustrado mediante flecha doble 258, tal como en la cintura del paciente 154, mejor que primero sobre los pies o la cabeza.

5 Otra particularidad de usar un diseño de anillo de soporte tal como los anillos de soporte 216, 216' es que la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X pueden moverse con respecto a los anillos de soporte 216, 216' de tal forma que los componentes se mueven alrededor de la circunferencia definida por los anillos de soporte y el eje 231 sin que el propio anillo de soporte 216, 216' tenga que ser movido con respecto al robot SCARA 102. Esta capacidad para mover sólo la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X con respecto al anillo de soporte 216, 216' puede mejorar la precisión del posicionamiento del sistema para obtención de imágenes mientras que reduce la fuerza de cualquier motor usado para rotar el sistema para obtención de imágenes. Más en particular, más bien que requerirse rotar la carga entera y superar la inercia angular del anillo de soporte 216, 216' combinado con la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X, solamente deben ser movidos la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X con respecto al eje 231.

La figura 13 ilustra la capacidad para mover la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X con respecto al anillo de soporte 216'. En una realización preferida, la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X con respecto al anillo de soporte 216' en ambas direcciones hacia delante y hacia atrás, tal como se ilustra mediante las flechas dobles 260, 262 así como las representaciones en línea discontinua de la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X.

Además, en una realización, la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X pueden ser posicionados con respecto al anillo de soporte 216, 216' independientemente uno del otro de tal forma que los dos dispositivos pueden moverse uno hacia el otro (típicamente, estarán posicionados a lo largo de un diámetro del anillo de soporte 216, 216' de tal forma que estén espaciados igualmente en cualquiera de las direcciones horaria y antihoraria). Esto puede ser beneficioso en la situación en la que se desee usar el panel para formación de imágenes 120 por rayos X en conjunto con obtención de imágenes por rayos X de haz lineal para alinear el haz de radiación terapéutica.

Como alternativa, en otra realización, el movimiento de la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X puede ser coordinado de tal forma que ambos se muevan simultáneamente alrededor del eje 231 la misma cantidad de tal forma que las posiciones relativas de los dos dispositivos permanezcan las mismas.

De esta manera, el uso de un anillo de soporte 216, 216' proporciona mejoras sustanciales en el posicionamiento de los dispositivos de obtención de imágenes con respecto a un paciente para una precisión y utilidad mejoradas. Además, como el robot SCARA 102 no se requiere para hacer el posicionamiento angular fino de la estructura de soporte 116, 116', 216, 216' entera, la fuente de rayos X 118 y el panel para formación de imágenes 120 por rayos X, la fuerza y la potencia globales del robot SCARA 102 puede ser reducida mientras que se incrementa la sensibilidad de posicionamiento del sistema para obtención de imágenes.

Debe notarse que todas las peculiaridades de control y seguridad para las realizaciones con estructura 116 de brazo en D pueden ser incorporadas a las realizaciones con anillo de soporte 216.

REIVINDICACIONES

1.- Un sistema de posicionamiento para obtención de imágenes médicas, que comprende:

5 una estructura de soporte (116);
 una dispositivo de obtención de imágenes posicionado sobre la estructura de soporte (116); y
 un brazo robotizado (102) acoplado a la estructura de soporte (116) en un acoplamiento (110) entre la
 estructura de soporte (116) y el brazo robotizado (102), pudiendo operar el brazo robotizado (102) para mover la
 estructura de soporte (116) según múltiples ejes (231);

10 en el que la orientación del dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento (110) se puede
 ajustar;
 en el que la posición del acoplamiento (110) se puede ajustar con respecto a la estructura de soporte (116),
 permitiendo de este modo la posibilidad de ajuste de la orientación del dispositivo de obtención de imágenes con
 respecto al acoplamiento (110);
 en el que el brazo robotizado (102) puede operar para mover la estructura de soporte (116) según al menos un eje
 lineal;

20 caracterizado por que
 el brazo robotizado (102) está acoplado a un carril de montaje (112) mediante una porción de base (114) para
 proporcionar traslación lineal del brazo robotizado (102) a lo largo del carril de montaje (112);
 el acoplamiento (110) incluye una placa de acoplamiento (132) que se puede mover a lo largo de y con respecto a la
 estructura de soporte (116).

25 2.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, en el que la placa de
 acoplamiento (132) se puede mover linealmente a lo largo de y con respecto a la estructura de soporte (116).

30 3.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, en el que una distancia entre
 dos componentes principales (118, 120) separados del dispositivo de obtención de imágenes permanece constante
 mientras que se ajusta la orientación entre el dispositivo de obtención de imágenes y el acoplamiento (110).

35 4.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, en el que el dispositivo de
 obtención de imágenes se puede mover a lo largo de la estructura de soporte (116), permitiendo de este modo la
 posibilidad de ajuste de la orientación del dispositivo de obtención de imágenes con respecto al acoplamiento (110).

40 5.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 4, en el que la estructura de
 soporte (116) es una estructura en anillo (216) formada por al menos dos segmentos que pivotan uno con respecto
 al otro para hacer un anillo continuo en un primer estado pivotado y para romper el anillo continuo en un segundo
 estado pivotado formando una abertura entre los dos segmentos en el segundo estado pivotado.

45 6.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 4, en el que la estructura de
 soporte (116) es una estructura en anillo (216) y el dispositivo de obtención de imágenes se puede mover con
 respecto a la estructura de anillo (216) alrededor de la circunferencia entera definida por la estructura en anillo (216).

7.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 4, en el que la posición del
 acoplamiento (110) se puede ajustar con respecto a la estructura de soporte (116).

50 8.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, en el que el dispositivo de
 obtención de imágenes incluye dos componentes para obtención de imágenes separados, montado cada uno de los
 componentes de manera operacional en la estructura de soporte (116), los dos componentes para obtención de
 imágenes pueden pivotar uno con respecto al otro.

55 9.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 8, en el que la estructura de
 soporte (116) está segmentada en dos porciones que están conectadas de forma pivotante una a la otra para un
 movimiento relativo angular entre ellas, un componente está montado de manera operacional en una de las
 porciones y estando el otro de los componentes montado de manera operacional en la otra de las porciones, los dos
 componentes pueden pivotar uno con respecto al otro por vía de la conexión pivotante entre los dos segmentos de la
 estructura de soporte (116).

60 10.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 9, en el que la estructura de
 soporte (116) tiene un perfil cóncavo abierto por un lado para la recepción de un paciente (154) a través de ella para
 posicionar al paciente (154) entre los dos componentes para obtención de imágenes.

65 11.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 8, en el que al menos uno de los

dos componentes para obtención de imágenes está montado de manera pivotante en la estructura de soporte (116) de tal forma que el componente montado de manera pivotante puede ser pivotado fuera del alineamiento con el otro de los componentes para obtención de imágenes sin ajustar una orientación o una configuración de la estructura de soporte (116).

5 12.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 8, en el que el acoplamiento entre la estructura de soporte (116) y el brazo robotizado (102) está posicionado más cerca de uno de los componentes para obtención de imágenes que el otro de los componentes para obtención de imágenes.

10 13.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, que incluye, además, un sensor de fuerza de par torsor y el brazo robotizado (102) es configurado operativamente de tal forma que el posicionamiento de la estructura de soporte (116) se puede controlar tirando de la estructura de soporte (116) y no es controlado de manera autónoma por el brazo robotizado (102).

15 14.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, que incluye, además, un dispositivo de seguimiento de distancia por láser, el dispositivo de seguimiento de distancia por láser configurado para barrer el volumen (150) definido por la estructura de soporte y configurado para captar la presencia de cualesquiera objetos en el interior del volumen (150) definido por la estructura de soporte (116).

20 15.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 14, en el que el dispositivo de seguimiento de distancia por láser está configurado, además, para determinar una envolvente (152) definida por un paciente (154) posicionado en el interior del volumen (150) definido por la estructura de soporte (116), estando el dispositivo de obtención de imágenes configurado para impedir que cualquier porción del dispositivo de obtención de imágenes entre en la envolvente (152) definida por el paciente (154).

25 16.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 15, en el que el dispositivo de seguimiento de distancia por láser incluye un escáner láser (148) y un control que incluye un algoritmo de evitación de la colisión del sistema de posicionamiento del paciente que toma los datos del escáner láser (148) y asegura que no se permite que ningún objeto del dispositivo de obtención de imágenes entre en la envolvente (152) definida por el paciente (154).

30 17.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 1, en el que el acoplamiento (110) entre la estructura de soporte (116) y el brazo robotizado (102) es un acoplamiento de cambio de herramienta uniforme de tal forma que la estructura de soporte (116) puede ser liberada automáticamente de y acoplada al brazo robotizado (102).

35 18.- El sistema de posicionamiento para obtención de imágenes de la reivindicación 17, que comprende, además, una estructura de soporte auxiliar independiente de la estructura de soporte (116), formando la estructura de soporte auxiliar y el brazo robotizado (102) un acoplamiento auxiliar entre ellos, el acoplamiento auxiliar entre la estructura de soporte auxiliar y el brazo robotizado (102) es un acoplamiento de cambio de herramienta uniforme de tal forma que la estructura de soporte auxiliar puede ser liberada automáticamente de y acoplada al brazo robotizado (102) usando la misma estructura de acoplamiento que usa el brazo robotizado (102) para formar el acoplamiento con la estructura de soporte (116).

40 45

50

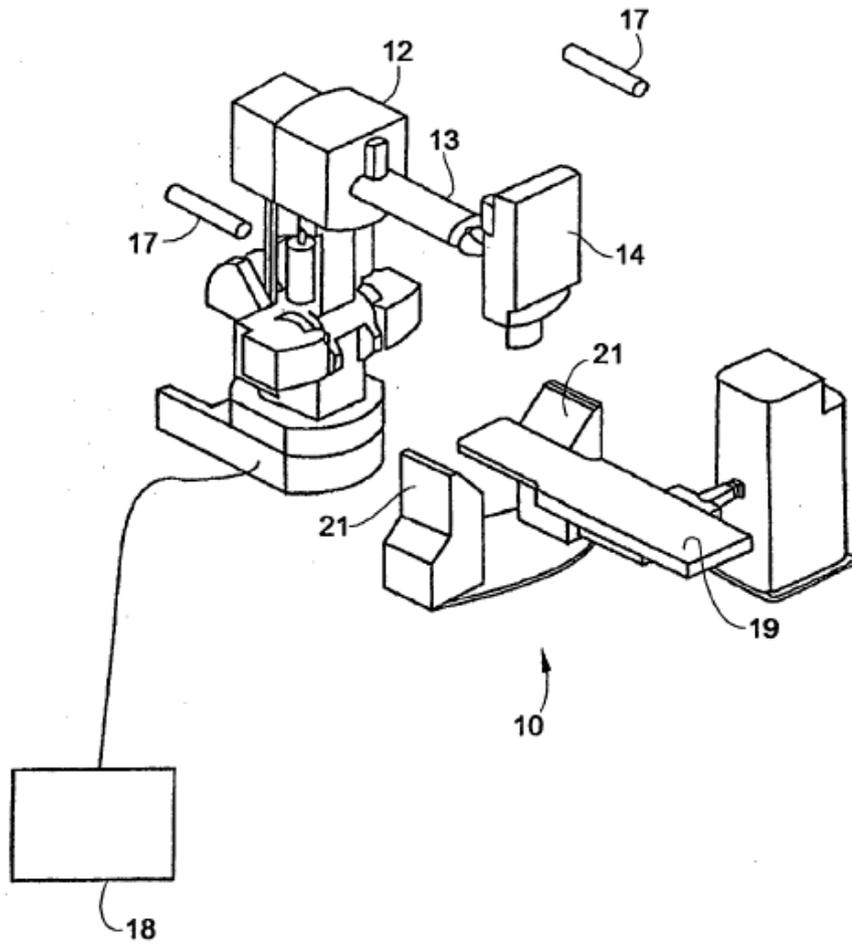


FIG. 1 TÉCNICA ANTERIOR

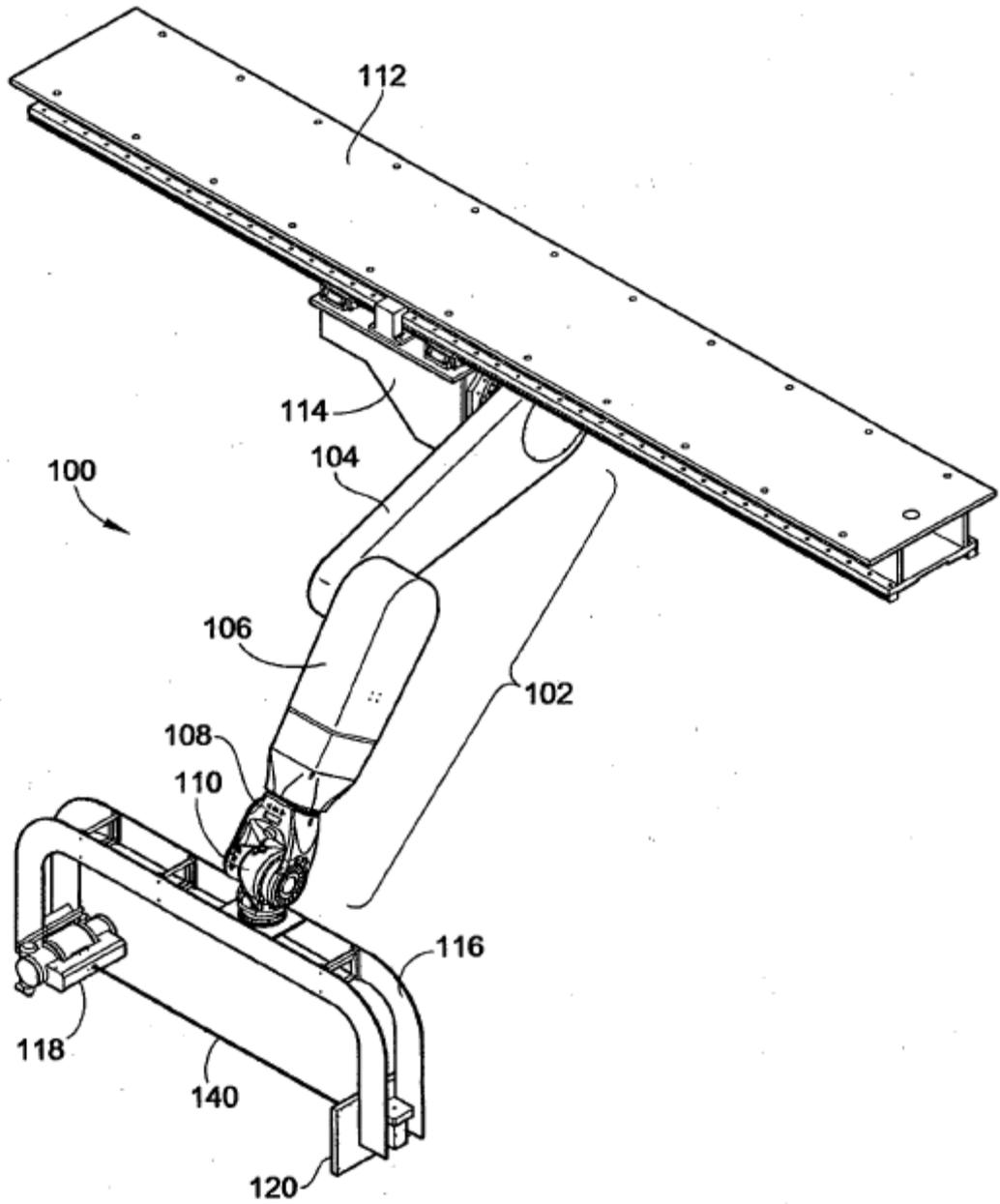


FIG. 2

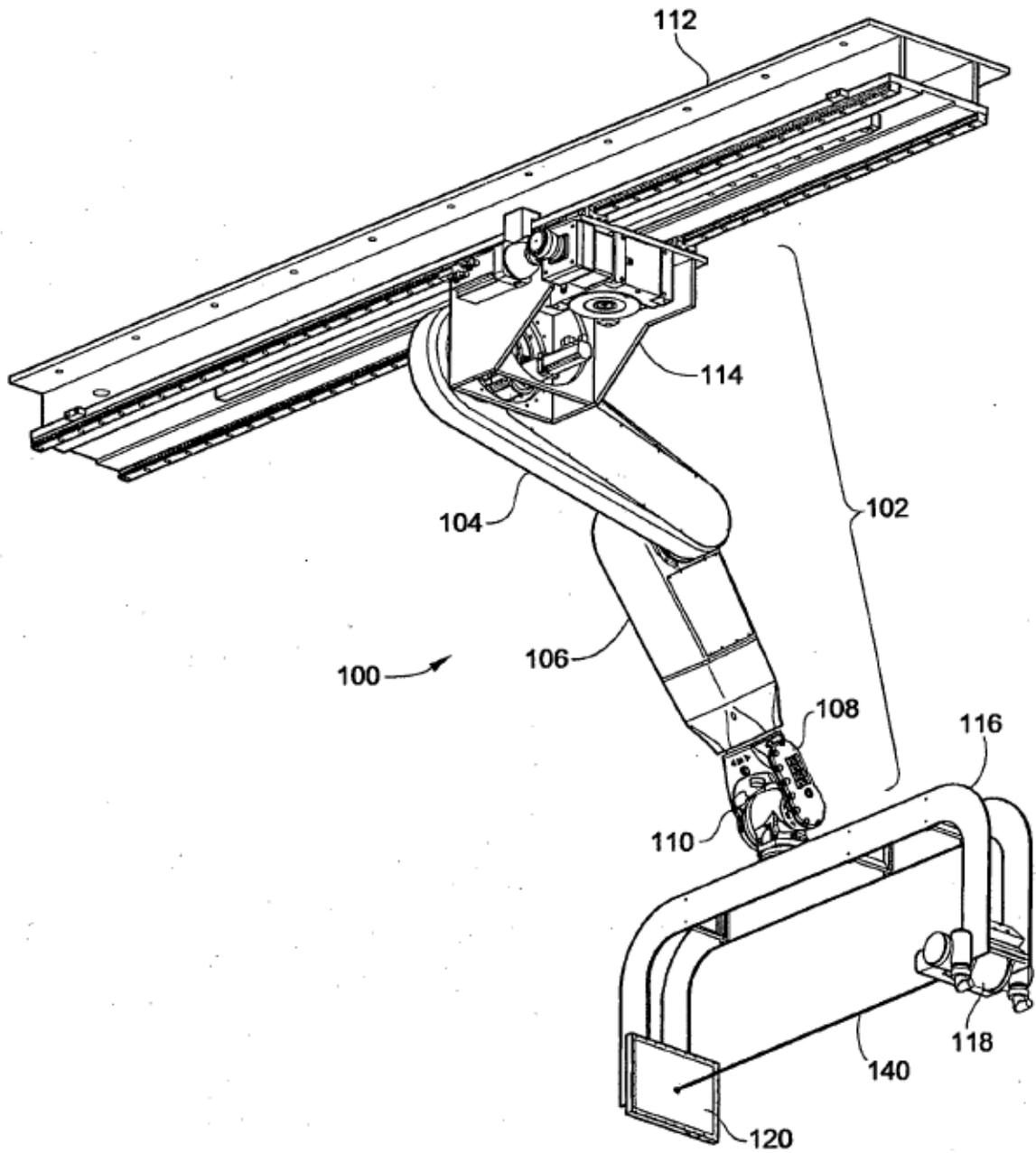


FIG. 3

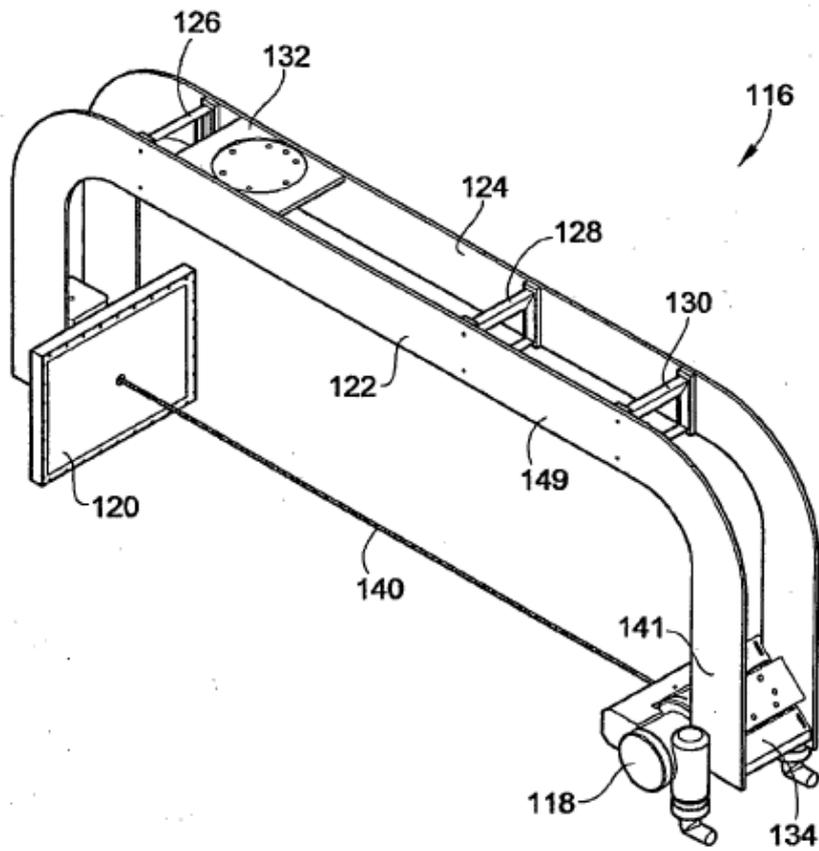


FIG. 4

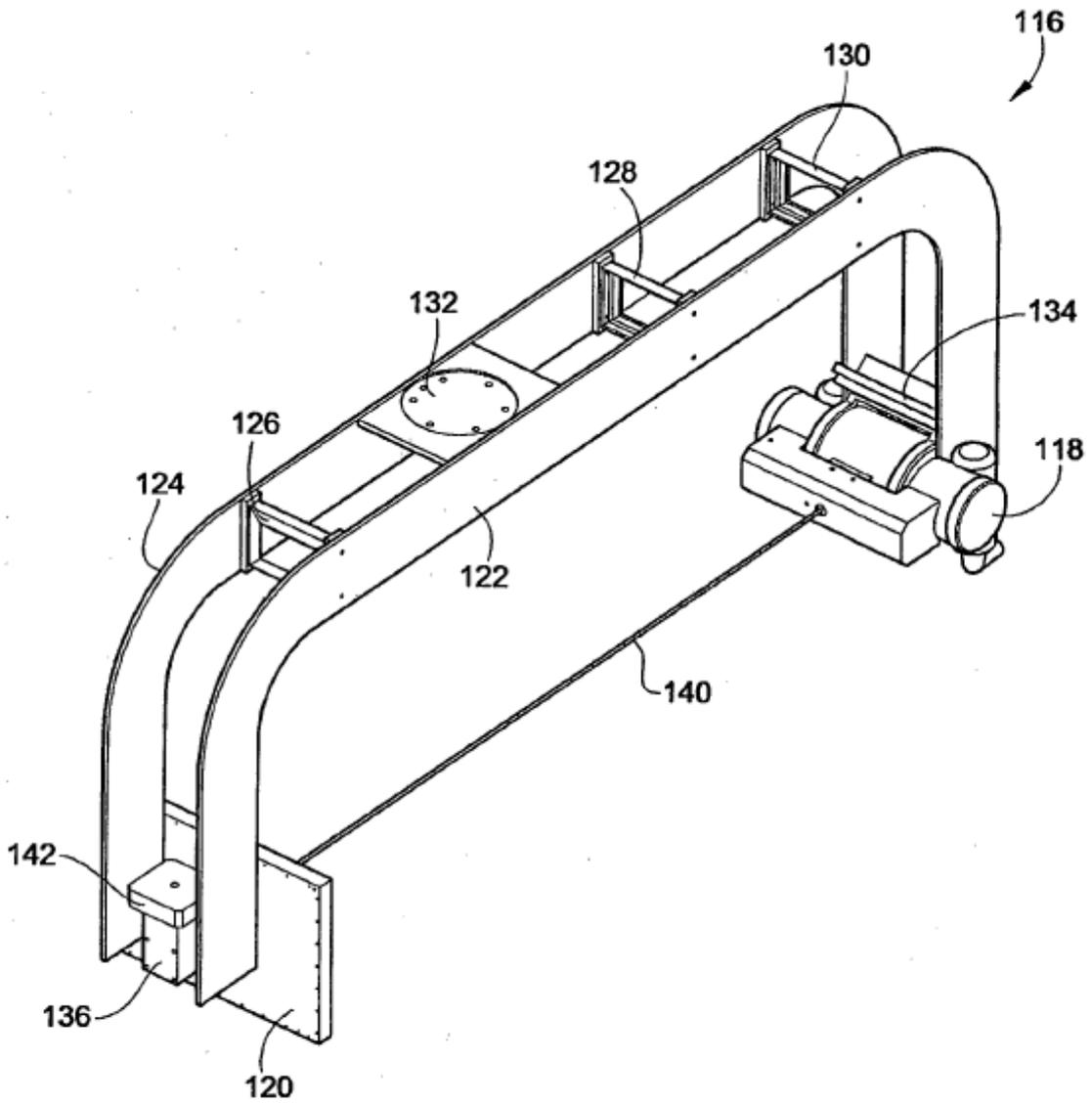


FIG. 5

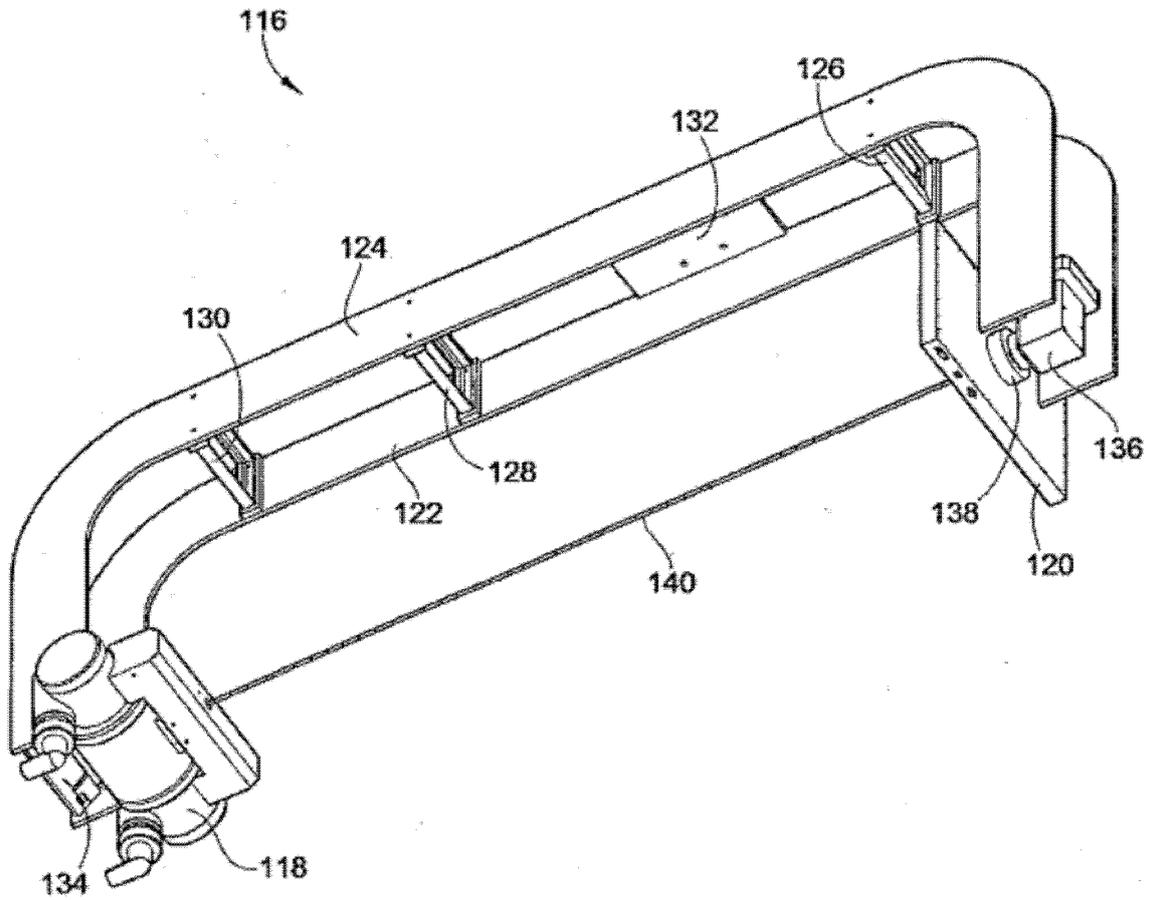


FIG. 6

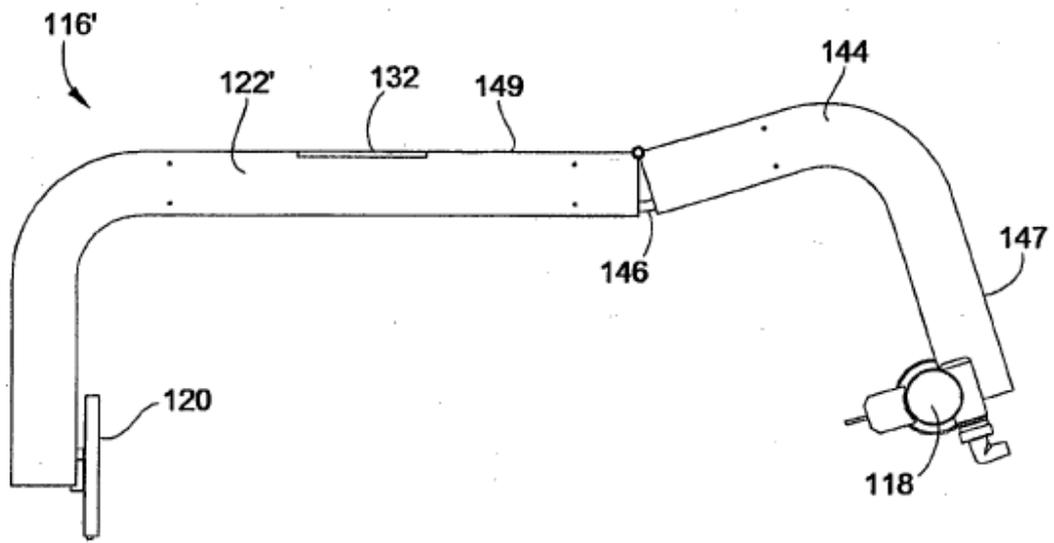


FIG. 7

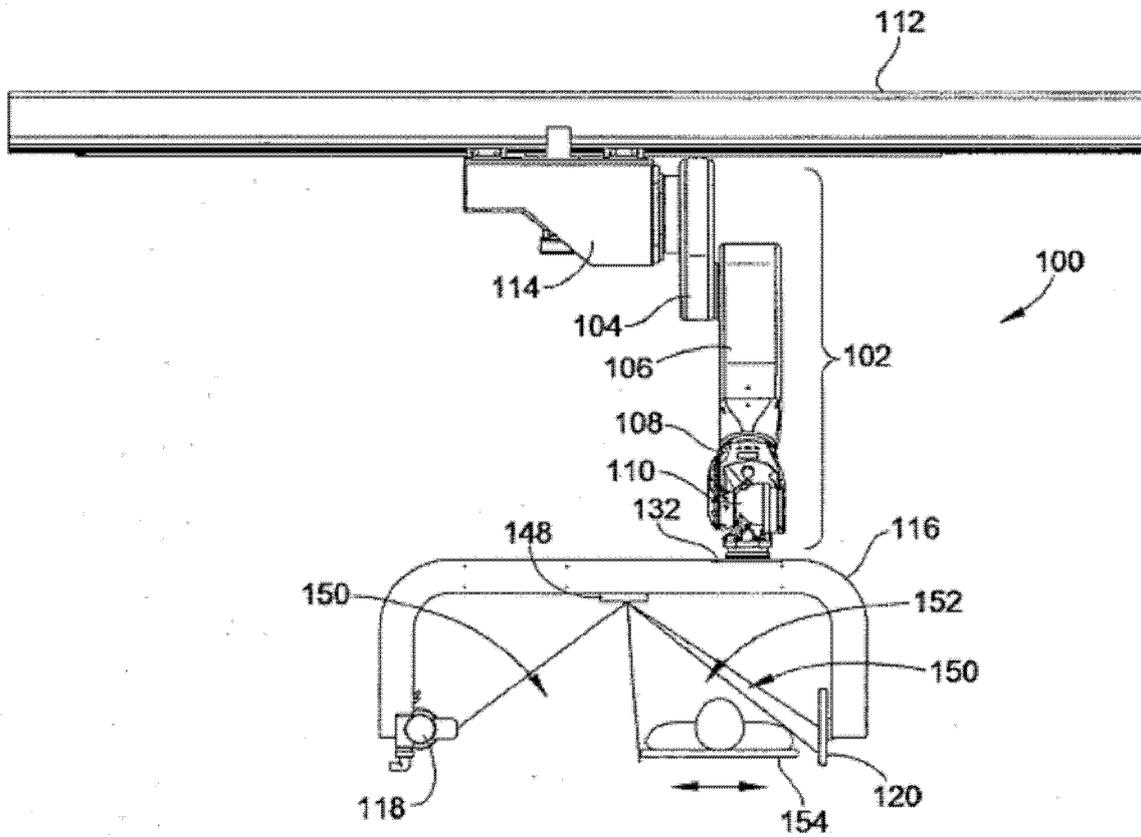


FIG. 8

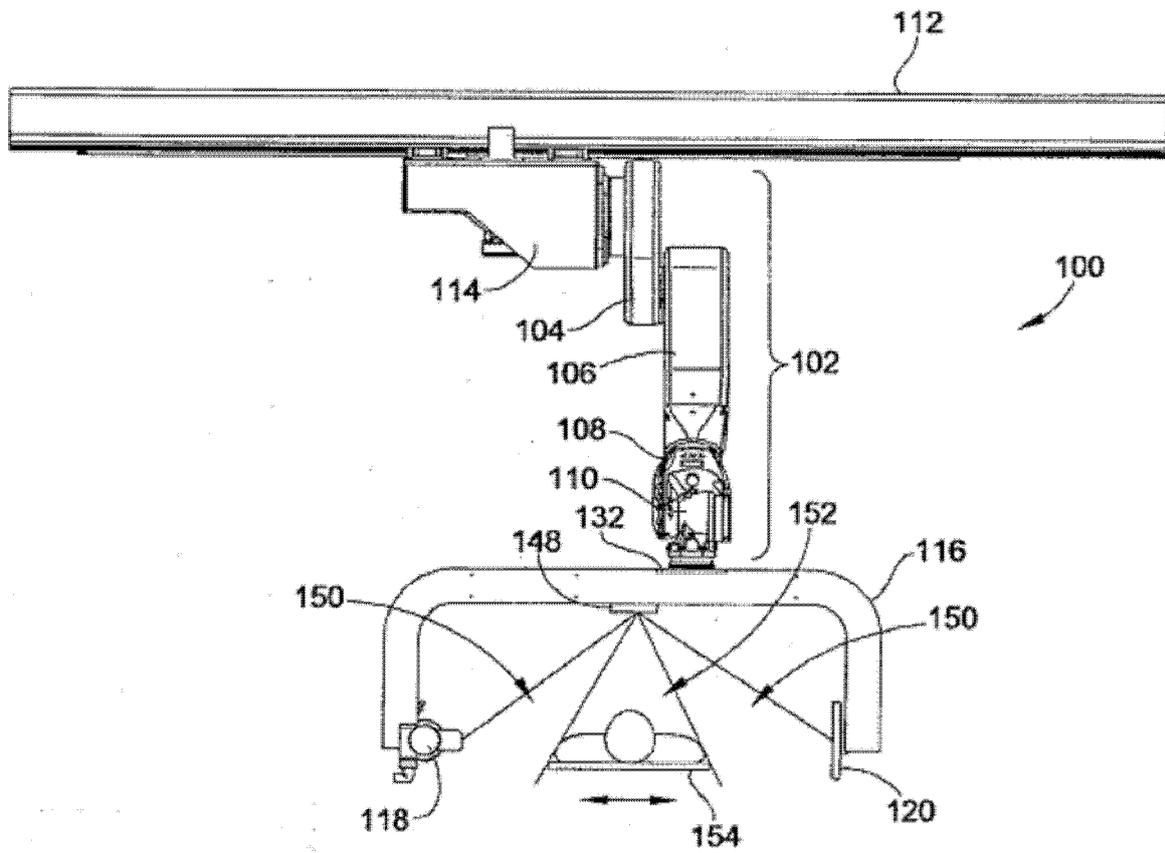


FIG. 9

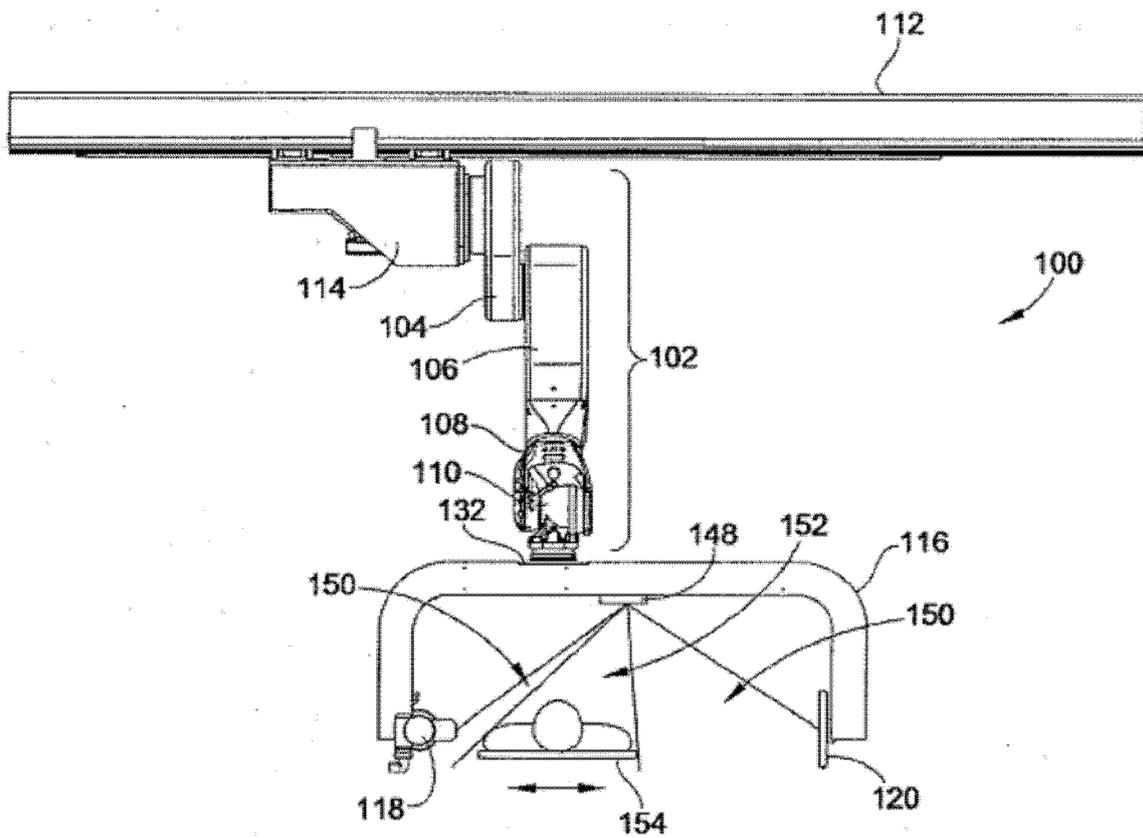


FIG. 10

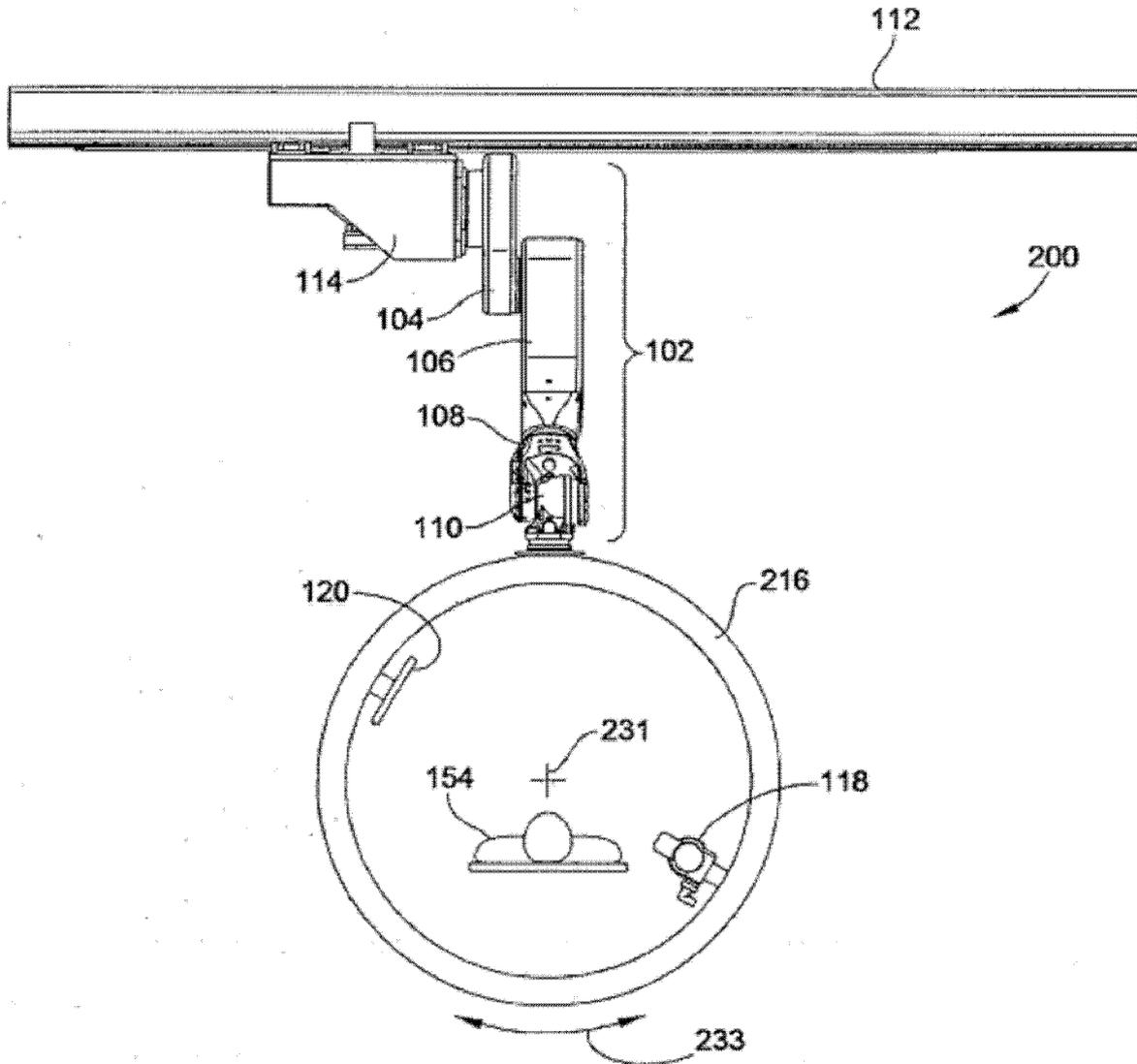


FIG. 11

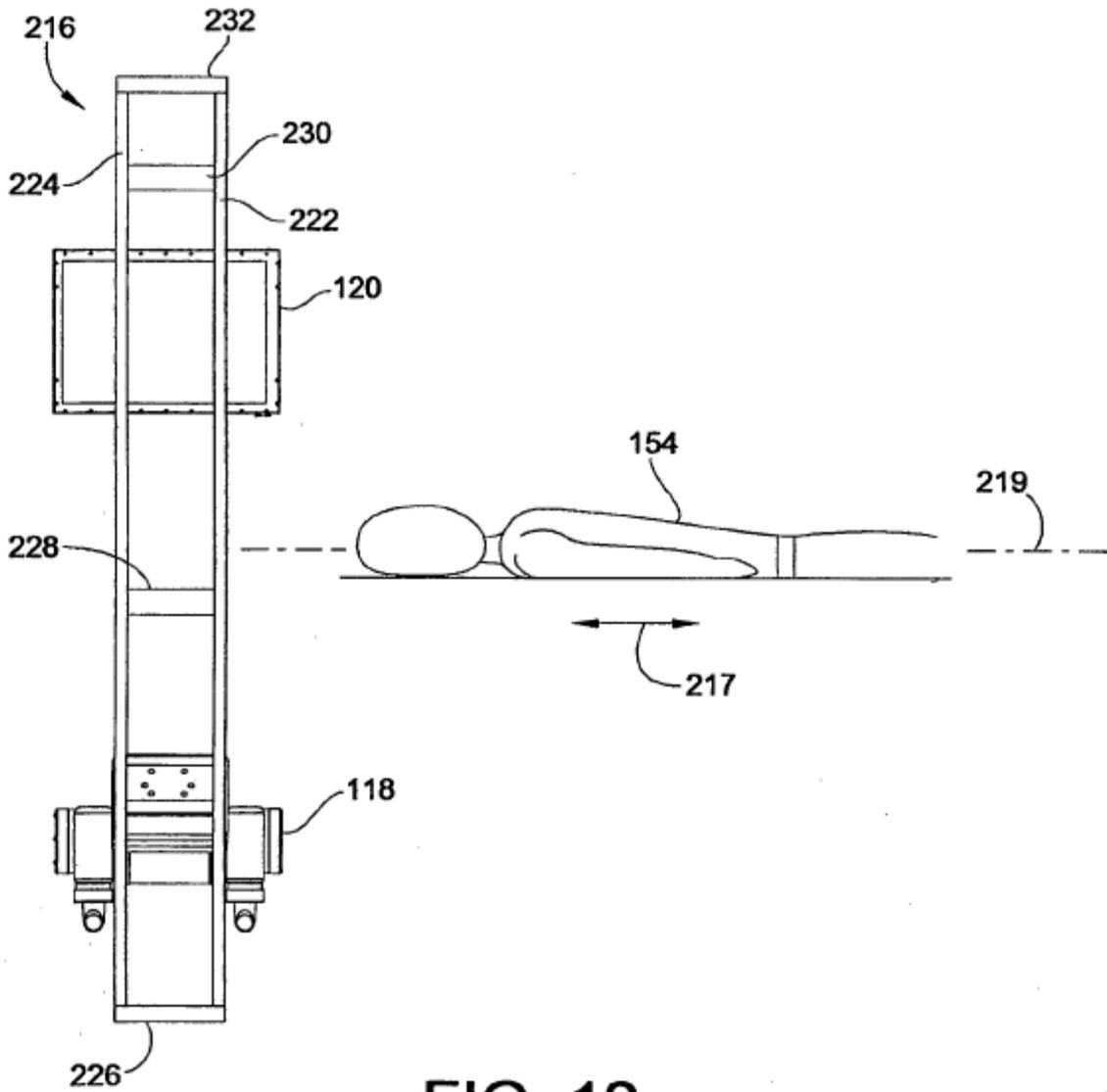


FIG. 12

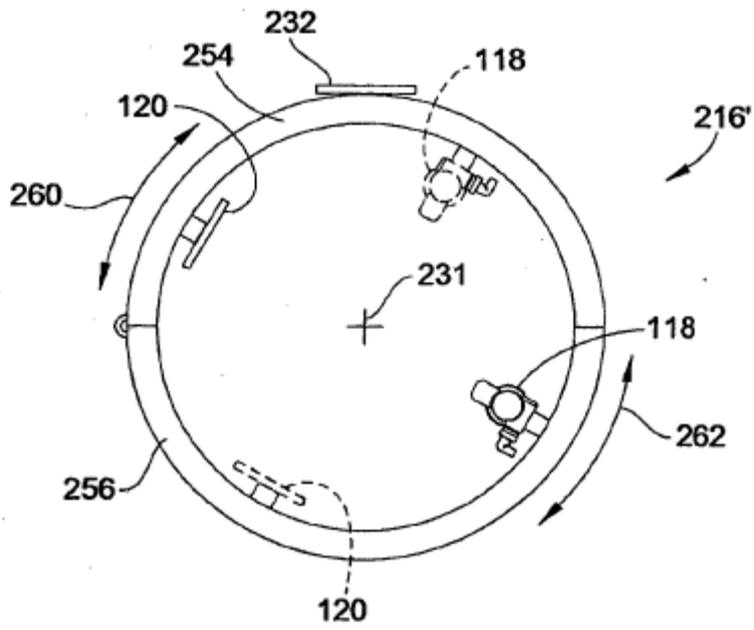


FIG. 13

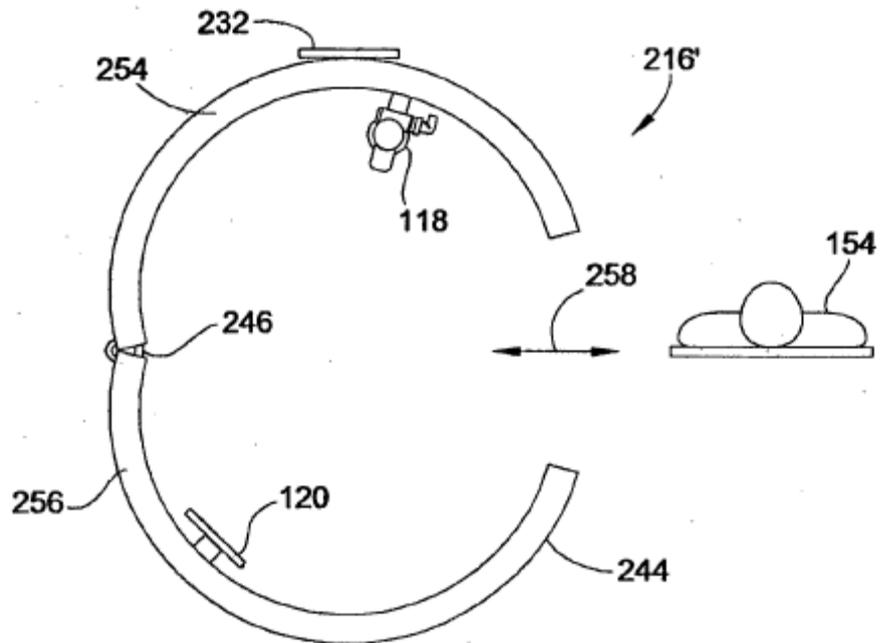


FIG. 14