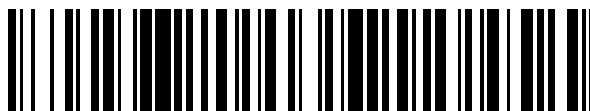


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 546 676**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.11.2007** **E 12193850 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.06.2015** **EP 2591821**

54 Título: **Pórtico interior**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.09.2015

73 Titular/es:

MEVION MEDICAL SYSTEMS, INC. (100.0%)
300 Foster Street
Littleton, MA 01460, US

72 Inventor/es:

GALL, KENNETH

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 546 676 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

Pórtico interior.

Campo técnico

Esta solicitud de patente describe un pórtico interior para su uso con un sistema de terapia de haz de partículas.

5 Antecedentes

El diseño de un sistema de radioterapia de protones o iones para un entorno clínico debería tener en cuenta el tamaño total, el coste y la complejidad. El espacio disponible está usualmente limitado en entornos clínicos concurridos. Un menor coste permite que sean desplegados más sistemas para llegar a una población de pacientes más amplia. Una menor complejidad reduce los costes de funcionamiento y hace que el sistema sea más fiable para el uso clínico de rutina.

Otras consideraciones también pueden influir en el diseño de tal sistema de terapia. Mediante la configuración del sistema para aplicar el tratamiento a pacientes que se mantienen en una posición estable, reproducible (por ejemplo, tendidos en posición supina sobre una mesa plana), el médico puede relocalizar con más precisión el objetivo previsto con respecto a la anatomía del paciente, en cada tratamiento. La reproducción fiable de la posición del paciente para cada tratamiento puede también ser asistida por el uso de moldes personalizados e inmovilizadores ajustados al paciente. Con un paciente en una posición estable fija, el haz de radioterapia puede ser dirigido dentro del paciente desde una sucesión de ángulos, de modo que, en el transcurso del tratamiento, la dosis de radiación en el objetivo es intensificada, mientras que la dosis de radiación no pertinente se dispersa a través de tejidos no objetivo.

Tradicionalmente, un pórtico isocéntrico es girado en torno al paciente en posición supina para dirigir el haz de radiación a lo largo de trayectorias sucesivas que se encuentran en un intervalo de ángulos dentro de un plano vertical común hacia un único punto (llamado un isocentro) dentro del paciente. Mediante la rotación alrededor de un eje vertical de la mesa en la que está el paciente, el haz puede ser dirigido dentro del paciente a lo largo de trayectorias diferentes. Otras técnicas se han utilizado para variar la posición de la fuente de radiación en torno al paciente, incluyendo la manipulación robótica.

El documento CA 2 629 333 A1 describe un acelerador montado en un pórtico para permitir al acelerador moverse a través de un intervalo de posiciones en torno a un paciente en un soporte.

El documento US 7,014,361 B1 describe un rotador adaptativo que incluye un anillo al menos parcial montado para la rotación en un soporte de anillo, un acoplador de pórtico adaptado para acoplar el anillo al menos parcial a un pórtico giratorio, y un compensador mecánico fijado a al menos uno del anillo al menos parcial, el soporte de anillo y el acoplador de pórtico.

El documento US 2006/0173294 A1 describe un posicionador de modulador de radiación que puede ser accionado para provocar un movimiento relativo entre un modulador de radiación y una carcasa de fuente de radiación.

El documento US 2007/0133752 A1 describe un dispositivo de formación de imágenes que incluye un rotador que tiene una perforación hueca para que un paciente se mueva dentro y fuera del mismo.

El documento EP 1 419 801 A1 describe un aparato de tratamiento de radiación que incluye una guía y un miembro de soporte.

Sumario

La solicitud se refiere a un sistema como se describe en la reivindicación 1. Realizaciones preferidas están definidas en las reivindicaciones dependientes.

En general, esta solicitud de patente describe un sistema que comprende un sincrociclotrón, un pórtico exterior en el que está montado el sincrociclotrón y un pórtico interior. El pórtico exterior permite que el acelerador se mueva a través de un intervalo de posiciones en torno a un paciente con una primera precisión. El sincrociclotrón está configurado para producir un haz de protones o iones que usa una fuente de partículas interrumpida. El pórtico interior está configurado para mover un aparato en torno al paciente, estando configurado el aparato para transferir el haz de partículas al paciente. El pórtico interior se puede mover con una segunda precisión que es más precisa que la primera precisión. El pórtico interior puede comprender una abertura para dirigir el haz de protones o iones hacia el objetivo. El sistema descrito anteriormente puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea sola o en combinación.

El pórtico interior puede comprender un aplicador para contener la abertura. El aplicador puede ser movable a lo largo del pórtico interior. El aplicador puede estar configurado para mover la abertura con respecto al paciente. Por ejemplo, el aplicador puede estar configurado para mover la abertura hacia o lejos del paciente.

- 5 El pórtico interior puede comprender una pista a lo largo de la cual el aplicador está configurado para moverse. Una cubierta puede ser movable con respecto a la pista. La cubierta puede servir para prevenir que caigan objetos dentro de la cámara por debajo del soporte del paciente.

- 10 Un dispositivo de procesamiento puede ser programado para controlar el movimiento del pórtico exterior y/o del pórtico interior. El dispositivo de procesamiento puede ser configurado para controlar el movimiento del pórtico exterior y/o el pórtico interior para alinear sustancialmente el haz de protones o iones con la abertura. La abertura puede estar configurada para colimar sustancialmente el haz de protones o iones. El sistema puede comprender un soporte de paciente que sea movable con respecto al pórtico interior y/o el pórtico exterior.

Cualquiera de las características anteriores puede ser combinada para formar implementaciones no descritas específicamente en este documento.

- 15 Los detalles de uno o más ejemplos se exponen en los dibujos adjuntos y en la descripción siguiente. Otras características, aspectos y ventajas se harán evidentes a partir de la descripción, los dibujos, y las reivindicaciones.

Descripción de los dibujos

- Figura 1, es una vista en perspectiva de un sistema de terapia;
- Figura 2, es una vista en perspectiva en despiece ordenado de los componentes de un sincrociclotrón;
- 20 Figuras 3, 4, y 5, son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón;
- Figura 6, es una vista en perspectiva de un sincrociclotrón;
- Figura 7, es una vista en sección transversal de una porción de un carrete invertido y devanados;
- Figura 8, es una vista en sección transversal de un conductor compuesto con canal para cable;
- Figura 9, es una vista en sección transversal de una fuente de iones;
- 25 Figura 10, es una vista en perspectiva de una placa en forma de D y una D ficticia;
- Figura 11, es una vista en perspectiva de una cámara;
- Figura 12, es una vista en perspectiva de una sala de tratamiento con una cámara;
- Figura 13, muestra un perfil de una mitad de un perfil simétrico de una cara polar y una pieza polar;
- Figura 14, muestra un paciente colocado dentro de un pórtico interior en una sala de tratamiento;
- 30 Figura 15, es una vista en perspectiva que muestra tanto el pórtico exterior como el interior posicionados para aplicar un haz de protones o iones desde arriba del paciente;
- Figura 16, muestra la forma de un haz de partículas proporcionado por un acelerador;
- Figura 17, es una vista en perspectiva que muestra tanto el pórtico exterior como el interior posicionados para aplicar un haz de protones o iones desde arriba por debajo de
- 35 paciente;
- Figura 18, muestra componentes del pórtico interior; y
- Figura 19, muestra un brazo robótico utilizado para realizar funciones del pórtico interior.

Descripción detallada

- 40 Como se muestra en Fig. 1, un sistema de radioterapia 500 de partículas cargadas incluye un acelerador de partículas 502 que produce el haz y que tiene un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños para permitir que sea montado en un pórtico giratorio 504 con su salida dirigida en línea recta (es decir, de forma esencialmente directa) desde la carcasa del acelerador hacia un paciente 506.

- En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para girar en dos cojinetes respectivos 512, 514 que se encuentran en lados opuestos al paciente. El acelerador es soportado por un armazón de acero 516 que es suficientemente largo para abarcar una zona de tratamiento 518 en la que el paciente está tumbado (por ejemplo, dos veces más largo que la altura de una persona, para permitir que la persona sea girada totalmente dentro del espacio de modo que cualquier zona de objetivo deseada del paciente quede en la línea del haz) y está fijado de forma estable en ambos extremos a las patas giratorias del pórtico.
- En algunos ejemplos, la rotación del pórtico se limita a un intervalo 520 de menos de 360 grados, por ejemplo de aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 522 se extienda desde una pared de la cámara 524 que alberga el sistema de terapia en la zona de tratamiento del paciente. El intervalo de rotación limitado del pórtico también reduce el espesor requerido de algunas de las paredes (que nunca reciben directamente el haz, por ejemplo la pared 530), que proporcionan blindaje contra la radiación de las personas fuera de la zona de tratamiento. Un intervalo de 180 grados de rotación de pórtico es suficiente para cubrir todos los ángulos de enfoque de tratamiento, pero proporcionar un intervalo más amplio de recorrido puede ser útil. Por ejemplo, el intervalo de rotación puede ser de entre 180 y 330 grados y todavía proporcionar hueco para el espacio de suelo de terapia.
- El eje de rotación horizontal 532 del pórtico está localizado nominalmente un metro por encima del suelo en el que el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este suelo está situado aproximadamente 3 metros por encima del suelo inferior de la cámara blindada del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar bajo el suelo elevado para el suministro de los haces de tratamiento desde abajo del eje de rotación. El diván del paciente se mueve y gira en un plano sustancialmente horizontal paralelo con respecto al eje de rotación del pórtico. El diván puede girar a través de un intervalo 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de pórtico e intervalos de rotación del paciente y grados de libertad permite al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de enfoque para el haz. Si es necesario, el paciente puede ser colocado en el diván en la orientación opuesta y entonces pueden ser utilizados todos los ángulos posibles.
- En algunas implementaciones, el acelerador utiliza una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy alto. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un aumento en el campo magnético aplicado a ella, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy alto permite que el acelerador se haga más pequeño y más ligero. El sincrociclotrón utiliza un campo magnético que es uniforme en el ángulo de rotación y disminuye en intensidad al aumentar el radio. Tal forma de campo puede conseguirse independientemente de la magnitud del campo magnético, así que en teoría no hay límite superior a la intensidad del campo magnético (y, por tanto, la energía de partícula resultante con un radio fijo) que se puede utilizar en un sincrociclotrón.
- Ciertos materiales superconductores comienzan a perder sus propiedades superconductoras en presencia de campos magnéticos muy altos. Devanados de alambre superconductores de alto rendimiento son usados para permitir que se consigan campos magnéticos muy altos.
- Los materiales superconductores típicamente necesitan ser enfriados a temperaturas bajas para que se realicen sus propiedades superconductoras. En algunos ejemplos aquí descritos, se utilizan crioenfriadores para llevar a los devanados de bobina superconductora a temperaturas cercanas al cero absoluto. El uso de crioenfriadores puede reducir la complejidad y el coste.
- El sincrociclotrón está soportado en el pórtico de modo que el haz es generado directamente en línea con el paciente. El pórtico permite la rotación del ciclotrón alrededor de un eje de rotación horizontal que contiene un punto (isocentro 540) dentro, o cerca del paciente. El armazón dividido, que es paralelo al eje de rotación, soporta al ciclotrón en ambos lados.
- Debido a que el intervalo de rotación del pórtico está limitado, una zona de soporte del paciente puede ser acomodada en un área amplia alrededor del isocentro. Debido a que el suelo se puede extender ampliamente alrededor del isocentro, una mesa de soporte de paciente puede ser posicionada para moverse relativamente y girar alrededor de un eje vertical 542 a través del isocentro, de modo que por una combinación de rotación de pórtico y movimiento y rotación de la mesa puede conseguirse cualquier ángulo de dirección del haz en cualquier parte del paciente. Los dos brazos de pórtico están separados por más de dos veces la altura de un paciente, permitiendo que el diván con el paciente gire y se traslade en un plano horizontal por encima del suelo elevado.
- Limitar el ángulo de rotación del pórtico permite una reducción en el espesor de al menos una de las paredes que rodean a la sala de tratamiento. Las paredes gruesas, normalmente construidas de hormigón, proporcionan protección frente a la radiación a las personas fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de un haz de protones que se interrumpe puede ser aproximadamente del doble del grosor que una pared en el extremo opuesto de la habitación para proporcionar un nivel equivalente de protección. La limitación del intervalo de rotación del pórtico permite que la sala de tratamiento sea localizada por debajo del nivel de tierra en tres lados, permitiendo al mismo tiempo un área ocupada adyacente a la pared más delgada, reduciéndose el coste de la construcción de la sala de tratamiento.

En el ejemplo de implementación mostrado en la Fig. 1, el sincrociclotrón superconductor 502 opera con un campo magnético máximo en un entrehierro del sincrociclotrón de 8,8 Tesla. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tienen una energía de 250 MeV. En otras implementaciones la intensidad de campo podría estar en el intervalo de 6 a 20 Tesla y la energía de protones podría estar en el intervalo de 150 a 300 MeV.

- 5 El sistema de radioterapia descrito en este ejemplo se utiliza para la radioterapia de protones, pero los mismos principios y detalles se pueden aplicar en sistemas análogos para su uso en sistemas de tratamiento de iones pesados (iones).

10 Como se muestra en las Figs. 2, 3, 4, 5, y 6, un ejemplo de sincrociclotrón 10 (502 en la Fig. 1) incluye un sistema magnético 12 que contiene una fuente de iones 90, un sistema de accionamiento de radiofrecuencia 91, y un sistema de extracción de haz 38. El campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma apropiada para mantener el enfoque de un haz de protones contenido utilizando una combinación de un par dividido de bobinas superconductoras anulares 40, 42 y un par de caras polares ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, de acero bajo en carbono) 44, 46.

15 Las dos bobinas magnéticas superconductoras están centradas en un eje común 47 y están separadas a lo largo del eje. Como se muestra en las Figs. 7 y 8, las bobinas están formadas por hilos superconductores 48 de diámetro 0,6 mm basados en Nb₃Sn (que comprenden inicialmente un núcleo de niobio-estaño rodeado por una envoltura de cobre) dispuestos en una geometría de conductor de Rutherford de cable en canal. Después de que seis hilos individuales sean colocados en un canal de cobre 50, son calentados para provocar una reacción que forma el material final (frágil) del devanado. Después de que el material se haya hecho reaccionar, los alambres son soldados en el canal de cobre (dimensiones exteriores 3,02 x 1,96 mm y dimensiones interiores 2,05 x 1,27 mm) y cubiertos con un aislamiento 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejida). El canal de cobre que contiene los alambres 53 es después enrollado en una bobina que tiene una sección transversal rectangular de 6,0 cm x 15,25 cm, que tiene 30 capas y 47 vueltas por capa. La bobina enrollada es entonces impregnada al vacío con un compuesto epoxi 54. Las bobinas terminadas son montadas en un carrete invertido de acero inoxidable anular 56.

20 Una manta térmica 55 es sujeta contra la cara interior del carrete y los devanados para proteger al conjunto en caso de una pérdida súbita de superconductividad del imán. En una versión alternativa, la bobina superconductora puede estar formada por hilos de 0,8 mm de diámetro basados en Nb₃Sn. Estos hilos pueden ser desplegados en un cable de 4 hilos, tratado térmicamente para formar la matriz superconductora y soldado en un canal de cobre con una dimensión exterior de 3,19 por 2,57 mm. El cable integrado en el canal conductor puede ser aislado con una cinta de fibra de vidrio tejida solapada y luego enrollado en bobinas de 49 vueltas y 26 capas de profundidad con una sección transversal rectangular de 79,79 mm por 180,5 mm y radio interior de 374.65 mm. La bobina enrollada puede entonces ser impregnada al vacío con un compuesto epoxi. Toda la bobina puede entonces ser cubierta con hojas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y luego contenida en una capa adicional de epoxi. La precompresión de la bobina puede ser proporcionada por calentamiento del carrete invertido de acero inoxidable y ajustando las bobinas dentro del carrete invertido. El diámetro interior del carrete invertido es elegido de manera que cuando toda la masa es enfriada a 4 K, el carrete invertido permanece en contacto con la bobina y proporciona cierta compresión. El calentamiento del carrete invertido de acero inoxidable a aproximadamente 50 grados C y el ajuste las bobinas a temperatura ambiente (20 grados C) puede lograr esto.

25 30 35

40 La geometría de la bobina se mantiene mediante el montaje de las bobinas en un carrete rectangular "invertido" 56 y la incorporación de una vejiga 58 de acero inoxidable de precompresión entre cada bobina y una cara interior 57 del carrete para ejercer una fuerza restauradora 60 que trabaje contra la fuerza de distorsión producida cuando se energizan las bobinas. La vejiga es precomprimida después de que las bobinas y la manta térmica estén montadas en el carrete, mediante la inyección de epoxi en la vejiga y permitiendo que se endurezca. La fuerza de precompresión de la vejiga es ajustada para minimizar la tensión en la frágil matriz superconductora de Nb₃Sn a través de todas las fases de enfriamiento y excitación del imán.

45

50 Como se muestra en la Fig. 5, la posición de la bobina es mantenida con relación al yugo magnético y el criostato usando un conjunto de correas de soporte que van de caliente a frío 402, 404, 406. Soportar la masa fría con correas finas reduce la fuga del calor conferido a la masa fría por el sistema de soporte rígido. Las correas están dispuestas para resistir la fuerza de gravedad variable en la bobina cuando el imán gira a bordo del pórtico. Ellas resisten los efectos combinados de la gravedad y la gran fuerza de descentrado realizada por la bobina cuando es perturbada desde una posición perfectamente simétrica con respecto al yugo magnético. Además, los tramos actúan para reducir las fuerzas dinámicas conferidas a la bobina cuando el pórtico acelera y desacelera al ser modificada su posición. Cada soporte que va de caliente a frío incluye 3 tramos de fibra de vidrio S2. Dos tramos 410, 412 están soportados a través de bulones entre el yugo caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K), y un tramo 408 está soportado a través del bulón de temperatura intermedia y un bulón fijado a la masa fría. Cada tramo es de 10,2 cm de longitud (de centro de bulón a centro de bulón) y tiene un ancho de 20 mm. El espesor del bulón es de 1,59 mm. Cada bulón está hecho de acero inoxidable y tiene un diámetro de 47,7 mm.

55

Con referencia a la Fig. 3, el perfil de intensidad de campo como función del radio es determinado en gran medida por la elección de la geometría de la bobina; las caras polares 44, 46 del material del yugo permeable pueden ser

contorneadas para afinar la forma del campo magnético para asegurar que el haz de partículas siga focalizado durante la aceleración.

Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, aproximadamente 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobina (las bobinas y el carrete) en el interior de una cámara criostática 70 anular evacuada de aluminio o acero inoxidable que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos de soporte 71, 73. En una versión alternativa (Fig. 4) la pared exterior del criostato puede estar hecha de acero bajo en carbono para proporcionar una trayectoria adicional para el flujo de retorno del campo magnético. La temperatura cerca del cero absoluto se logra y se mantiene utilizando dos crioenfriadores de tipo Gifford-McMahon 72, 74 que están dispuestos en diferentes posiciones en el conjunto de bobina. Cada crioenfriador tiene un extremo frío 76 en contacto con el conjunto de bobina. A los cabezales de los crioenfriadores 78 se les suministra helio comprimido desde un compresor 80. Otros dos crioenfriadores de tipo Gifford-McMahon 77, 79 están dispuestos para enfriar los cables 81 a alta temperatura (por ejemplo, 60 a 80 grados Kelvin) que suministran corriente a los devanados superconductores.

El conjunto de bobina y las cámaras criostáticas están montados dentro y completamente encerrados por dos mitades 81, 83 de un yugo magnético 82 con forma de gorro. En este ejemplo, el diámetro interior del conjunto de bobina es de aproximadamente 140 cm. El yugo de hierro 82 proporciona un camino para el flujo de retorno del campo magnético 84 y blindo magnéticamente el volumen 86 entre las caras polares 44, 46 para evitar influencias magnéticas externas que perturben la forma del campo magnético dentro de dicho volumen. El yugo también sirve para disminuir el campo magnético disperso por el acelerador en su entorno.

Como se muestra en las Figs. 3 y 9, el sincrociclotrón incluye una fuente de iones 90 de un medidor iónico de tipo Penning localizada cerca del centro geométrico 92 de la estructura magnética 82. La fuente de iones puede ser como se describe a continuación, o la fuente de iones puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente de Estados Unidos con número de publicación US 2009140672 A1 titulada "Interrupted Particle Source" (Fuente de partículas interrumpida). La fuente de iones 90 es alimentada desde un suministro 99 de hidrógeno a través de una tubería de gas 101 y el tubo 194 que lleva el hidrógeno gaseoso. Los cables eléctricos 94 llevan una corriente eléctrica desde una fuente de corriente 95 para estimular la descarga de electrones desde los cátodos 192, 190 que están alineados con el campo magnético 200.

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño agujero del tubo 194 para crear una fuente de iones positivos (protones) para la aceleración por una placa de radiofrecuencia semicircular (con forma de D) 100 que se extiende por la mitad del espacio encerrado por la estructura magnética y una placa de D ficticia 102. En el caso de una fuente de iones interrumpida, y de acuerdo con la invención, todo el tubo que contiene plasma es retirado en la región de aceleración, permitiendo así que los iones se aceleren más rápidamente en un campo magnético relativamente alto.

Como se muestra en la Fig. 10, la placa en forma de D 100 es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies semicirculares 103, 105 que encierran un espacio 107 en el que los protones son acelerados durante la mitad de su rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura magnética. Un conducto 109 que se abre en el espacio 107 se extiende a través del yugo hasta una localización externa desde la cual se puede conectar una bomba de vacío 111 para evacuar el espacio 107 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío 119 en la que tiene lugar la aceleración. La D ficticia 102 comprende un anillo de metal rectangular que está separado pero cerca del borde expuesto de la placa en forma de D. La D ficticia está puesta a masa a la cámara de vacío y al yugo magnético. La placa en forma de D 100 es sometida a una señal de radiofrecuencia que es aplicada en el extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para producir un campo eléctrico en el espacio 107. El campo eléctrico de radiofrecuencia se hace variar en el tiempo cuando el haz de partículas aceleradas aumenta en distancia desde el centro geométrico. Ejemplos de generadores de forma de onda de radiofrecuencia que son útiles para este propósito están descritos en la solicitud de patente de Estados Unidos nº 11/187,633, titulada "A programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron" (Generador de forma de onda de radiofrecuencia programable para un sincrociclotrón), presentada el 21 de julio de 2005 y en la solicitud de patente provisional de Estados Unidos nº US 60/590,089 del mismo título, presentada el 21 de julio de 2004. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede ser controlado de la manera descrita en la solicitud de patente de Estados Unidos con nº de publicación US 2009140671A1, titulada "Matching a Resonant Frequency of a Resonant Cavity to a Frequency of an Input Voltage" (Adaptación de una frecuencia de resonancia de una cavidad de resonancia a una frecuencia de un voltaje de entrada).

Para que el haz que emerge de la fuente de iones situada en el centro deje libre la estructura de la fuente de iones cuando comienza la salida en espiral, se requiere una gran diferencia de potencial a través de las placas de radiofrecuencia. 20.000 voltios son aplicados a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones, de 8.000 a 20.000 voltios pueden ser aplicados a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia necesaria para producir este gran voltaje, la estructura magnética está dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y masa. Esto se hace mediante la formación de huecos que den una holgura suficiente entre las estructuras de radiofrecuencia y el yugo exterior y la carcasa del criostato, y dejando suficiente espacio entre las caras polares del imán.

El potencial alterno de alto voltaje que se aplica a la placa en forma de D tiene una frecuencia que se hace disminuir gradualmente durante el ciclo de aceleración para tener en cuenta el incremento de masa relativista de los protones y el campo magnético decreciente. La D ficticia no requiere una estructura semicilíndrica hueca, ya que está al potencial de tierra junto con las paredes de la cámara de vacío. Podrían ser utilizadas otras disposiciones de placa tales como más de un par de electrodos de aceleración conectados a diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura de RF puede ser sintonizada para mantener el Q alto durante el barrido de frecuencia requerido usando, por ejemplo, un condensador giratorio que tiene hojas giratorias y estacionarias interpuestas. Durante cada sobreposicionamiento de las hojas, la capacitancia aumenta, disminuyendo así la frecuencia de resonancia de la estructura de RF. Las hojas pueden ser conformadas para crear el barrido de frecuencia preciso necesario. Un motor de accionamiento para girar el condensador puede ser bloqueado en fase al generador de RF para un control preciso. Un haz de partículas es acelerado durante cada engrane de las hojas del condensador giratorio.

La cámara de vacío 119 en la que se produce la aceleración es un recipiente generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el borde. La cámara de vacío encierra a las placas de RF y la fuente de iones y es evacuada por la bomba de vacío 111. El mantenimiento de un alto vacío asegura que los iones acelerados no se pierdan en las colisiones con las moléculas de gas y permite que el voltaje de RF se mantenga en un nivel superior sin la formación de arcos a tierra.

Los protones siguen una trayectoria generalmente espiral comenzando en la fuente de iones. En la mitad de cada bucle de la trayectoria espiral, los protones ganan energía a medida que pasan a través del campo eléctrico de RF al espacio 107. Cuando los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su trayectoria en espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio del bucle alcanza el radio máximo de la cara polar. En ese lugar una perturbación del campo magnético y eléctrico dirige iones dentro de un área donde el campo magnético disminuye rápidamente, y los iones salen de la zona del campo magnético alto y son dirigidos a través de un tubo evacuado 38 para salir del yugo del ciclotrón. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse a medida que entran en el área de campo magnético marcadamente disminuido que existe en la sala alrededor del ciclotrón. Los elementos que conforman el haz 107, 109 en el canal de extracción 38 redirigen los iones para que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.

El campo magnético dentro del entrehierro tiene que tener ciertas propiedades para mantener el haz dentro de la cámara evacuada cuando se acelera. El índice del campo magnético n , que se muestra a continuación,

$$n = - (r/B)dB/dr,$$

debería mantenerse positivo para mantener este enfoque "débil". Aquí r es el radio del haz y B es el campo magnético. Además, el índice de campo tiene que ser mantenido por debajo de 0,2, porque en este valor la periodicidad de las oscilaciones radiales y las oscilaciones verticales del haz coinciden en una resonancia $vr = 2 vZ$. Las frecuencias del betatrón son definidas por $vr = (1-n)1/2$ y $vz = n1/2$. La cara polar ferromagnética está diseñada para conformar el campo magnético generado por las bobinas, de modo que el índice de campo n se mantenga positivo y menor de 0,2 en el diámetro mínimo consistente con un haz de 250 MeV en el campo magnético dado.

A medida que el haz sale del canal de extracción pasa a través de un sistema de formación de haz 125 (Fig. 5) que puede ser controlado de forma programable para crear una combinación deseada de ángulo de dispersión y rango de modulación para el haz. Ejemplos de sistemas de formación del haz útiles para ese propósito están descritos en la solicitud de patente de Estados Unidos nº 10/949,734, titulada "A programable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation" (Dispersor de partículas programable para la formación de haz de radioterapia), presentada el 24 de septiembre de 2004, y la solicitud de patente provisional de Estados Unidos nº 60/590,088, presentada el 21 de julio de 2005. El sistema de formación del haz 125 puede ser utilizado en conjunción con un pórtico interior 601, que se describe a continuación, para dirigir un haz al paciente.

Durante el funcionamiento, las placas absorben energía del campo de radiofrecuencia aplicado como resultado de la resistencia conductora a lo largo de las superficies de las placas. Esta energía aparece como calor y es eliminada de las placas utilizando tuberías de refrigeración de agua 108 que liberan el calor en un intercambiador de calor 113 (Fig. 3).

Los campos magnéticos dispersos que salen del ciclotrón están limitados tanto por el yugo magnético con forma de gorro (que también sirve como blindaje) como por un blindaje magnético separado 114. El blindaje magnético separado incluye una capa 117 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra el yugo con forma de gorro, separados por un espacio 116. Esta configuración que incluye un emparedado de un yugo, un espacio, y un blindaje logra un blindaje adecuado para un campo magnético de fuga dado con menor peso.

Como se ha mencionado, el pórtico permite al sincrociclotrón ser girado alrededor del eje de rotación horizontal 532. La estructura de armazón 516 tiene dos tramos generalmente paralelos 580, 582. El sincrociclotrón está soportado entre los tramos aproximadamente a medio camino entre las patas. El pórtico es equilibrado por rotación alrededor de los cojinetes utilizando contrapesos 122, 124 montados en los extremos de las patas y opuestos al armazón.

El pórtico es accionado para girar mediante un motor eléctrico montado en una de las patas del pórtico y conectado a las cajas de cojinetes mediante engranajes de accionamiento y correas o cadenas. La posición de rotación del pórtico es derivada de las señales proporcionadas por los codificadores de ángulo del eje incorporados dentro de los motores de accionamiento del pórtico y los engranajes de accionamiento.

- 5 En el lugar en el que el haz de iones sale del ciclotrón, el sistema de formación del haz 125 actúa sobre el haz de iones para darle las propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede ser extendido y su profundidad de penetración ser variada para proporcionar radiación uniforme a través de un volumen objetivo dado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de dispersión pasivos, así como elementos de exploración activos.
- 10 Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (las bobinas superconductoras accionadas con corriente, las placas accionadas por RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de refrigeración de bobina superconductora, la fuente de iones accionada por corriente, la fuente de hidrógeno gaseoso, y los enfriadores de placa de RF, por ejemplo), son controlados por una electrónica de control de sincrociclotrón apropiada (no mostrada), que puede incluir por ejemplo un ordenador programado con los programas adecuados para efectuar el control.
- 15

El control del pórtico, el soporte de paciente, los elementos activos de conformación del haz, y el sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia se llevan a cabo por la electrónica de control de terapia apropiada (no mostrada).

- 20 Como se muestra en las Figs. 1, 11 y 12, los cojinetes del pórtico son soportados por las paredes de una cámara de ciclotrón 524. El pórtico posibilita al ciclotrón ser oscilado a través de un intervalo 520 de 180 grados (o más) incluyendo posiciones por arriba, al lado y por debajo del paciente. La cámara es lo suficientemente alta como para dejar espacio al pórtico en los extremos superior e inferior de su movimiento. Un pasadizo 146 flanqueado por las paredes 148, 150 proporciona una ruta de entrada y salida para terapeutas y pacientes. Debido a que al menos una pared 152 no está nunca en línea directa con el haz de protones desde el ciclotrón, se puede hacer relativamente delgada y todavía realizar su función de blindaje. Las otras tres paredes laterales 154, 156, 150/148 de la habitación, que pueden tener que ser más fuertemente blindadas, pueden ser enterradas dentro de un montículo de tierra (no mostrado). El espesor requerido de las paredes 154, 156 y 158 puede ser reducido, ya que la propia tierra puede proporcionar algo del blindaje necesario.
- 25

- 30 Con referencia a las figuras 12 y 13, por razones de seguridad y estéticas, una sala de terapia 160 puede ser construida dentro de la cámara. La sala de terapia está en voladizo desde las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la habitación que la contiene en el espacio entre las patas del pórtico de una manera que deja vía libre al pórtico que oscila y también maximiza la extensión del espacio del suelo 164 de la sala de terapia. El servicio periódico del acelerador puede ser realizado en el espacio por debajo del suelo elevado. Cuando el acelerador en el pórtico es girado a la posición inferior, es posible el acceso total al acelerador en un espacio separado de la zona de tratamiento. Las fuentes de alimentación, el equipo de refrigeración, las bombas de vacío y otro equipo de soporte pueden ser localizados por debajo del suelo elevado en este espacio separado.
- 35

Dentro de la sala de tratamiento, el soporte de paciente 170 puede ser montado en una variedad de formas que permiten que el soporte sea elevado y descendido y el paciente sea girado y movido a una variedad de posiciones y orientaciones.

- 40 En el sistema 602 de la Fig. 14, un acelerador de partículas que produce un haz, en este caso el sincrociclotrón 604, está montado en el pórtico giratorio 605. El pórtico giratorio 605 es del tipo descrito en el presente documento, y puede girar angularmente alrededor del soporte de paciente 606. Esta característica permite al sincrociclotrón 604 proporcionar un haz de partículas directamente al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, como en la Fig. 14, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte de paciente 606, el haz de partículas puede ser dirigido hacia abajo hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte de paciente 606, el haz de partículas puede ser dirigido hacia arriba hacia el paciente. El haz de partículas es aplicado directamente al paciente en el sentido de que no se requiere un mecanismo intermedio de enrutamiento del haz. Un mecanismo de enrutamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de conformación o dimensionado porque un mecanismo de conformación o dimensionado no vuelve a enrutar el haz, sino que da tamaño y/o forma al haz, manteniendo la misma trayectoria general del haz.
- 45

- 50 Con referencia también a la Fig. 15, un pórtico interior 601 puede ser incluido en el sistema 602. En este ejemplo, el pórtico interior 601 tiene aproximadamente forma de C, como se muestra. El pórtico interior 601 incluye un aplicador 610. El aplicador 610 está montado de una manera que permite que el aplicador 610 se mueva a lo largo de la superficie 611 del pórtico interior 601 con respecto al soporte de paciente 606 (que es un tipo diferente de soporte que el representado en la Fig. 12). Esto permite que el aplicador sea posicionado en cualquier lugar, por ejemplo dentro de un semicírculo alrededor del paciente, por ejemplo, en cualquier lugar por encima, a lo largo o por debajo del paciente 607. El aplicador 610 puede modificar el haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón 604. Más específicamente, como se muestra en la Fig. 16, el haz de partículas 611 proporcionado por el sistema de conformación del haz del sincrociclotrón 604 puede divergir más allá de lo que lo hacía el haz de partículas a la
- 55

salida del sincrociclotrón 604. El aplicador 610 puede recibir el haz de partículas desde la salida del sincrociclotrón 604 y modificar las características del haz de partículas. Por ejemplo, el aplicador 610 puede incluir una abertura y/u otros mecanismos de enfoque del haz para colimar sustancialmente el haz de partículas. Como resultado, el haz de partículas puede ser aplicado con más precisión a un objetivo en el paciente. Por ejemplo, el haz de partículas puede ser dimensionado y/o conformado para tratar tumores de tamaños y/o formas específicos. En este sentido, el aplicador 610 no se limita a la colimación del haz de partículas. Por ejemplo, el aplicador 610 puede reducir el tamaño del haz de partículas mientras que también colima el haz. El aplicador puede ser un colimador multihojas para el dimensionado y/o conformación del haz de partículas. El aplicador 610 puede también simplemente permitir que el haz de partículas pase sin modificación. El aplicador 610 puede ser controlado por ordenador para influir en el tamaño y/o forma del haz, según se desee.

El aplicador 610 y el sincrociclotrón 604 pueden moverse con respecto al soporte de paciente 606 (y, por tanto, el paciente) y relativamente entre sí. Por ejemplo, el movimiento del aplicador 610 puede coincidir sustancialmente con la rotación del pórtico 605, o uno puede seguir al otro, de manera que la salida del sincrociclotrón 604 se alinea con la entrada del aplicador 610. Las Figs. 15 y 17 ilustran el movimiento del pórtico 605 y el movimiento del aplicador 610 a lo largo del pórtico interior 601. Más específicamente, la Fig. 17 muestra un caso en el que el pórtico 605 es girado de manera que el sincrociclotrón 604 está en una cámara por debajo del soporte de paciente 606. En la Fig. 17, el sincrociclotrón 604 está por debajo del suelo 612 de la sala de tratamiento, pudiendo dicho suelo estar hecho de hormigón. Por tanto, el sincrociclotrón 604 no es visible en la Fig. 17. En este caso, el aplicador 610 es movido a lo largo del pórtico interior 601, de manera que el aplicador 610 se alinea con la salida del sincrociclotrón 604. Puesto que el sincrociclotrón 604 no se muestra en la Fig. 17, esta alineación no es visible. Sin embargo, una salida de haz de partículas desde el sincrociclotrón 604 pasa a través de la cubierta 614 del pórtico interior 601 y un agujero correspondiente en el suelo (no mostrado) y posteriormente es recibido por el aplicador 610. El aplicador 610 realiza cualquier modificación en el haz de partículas, y transfiere el haz de partículas al paciente 607.

El pórtico 605 (y por tanto el sincrociclotrón 604) es giratorio con respecto al paciente en las direcciones de la flecha 615. El aplicador 610 es movable a lo largo del pórtico interior 601 en las direcciones de la flecha 616. La Fig. 15 muestra las localizaciones del sincrociclotrón 604 y el aplicador 610 después de los movimientos representados por las flechas 615 y 616, respectivamente. En la Fig. 15, tanto el sincrociclotrón 604 como el aplicador 610 están por encima del soporte de paciente 606 (y, por tanto, por encima del paciente 607). En esta configuración, el sincrociclotrón 604 dirige su haz de partículas hacia abajo, hacia el paciente. El aplicador 610 recibe el haz de partículas, modifica (por ejemplo, colima) el haz de partículas, y transfiere el haz de partículas resultante al paciente.

El soporte de paciente 606 es movable con respecto al pórtico interior 601, permitiendo así que el paciente sea movido de manera que una parte superior 621 del pórtico interior 601 esté por encima del paciente, y de manera que una parte inferior 622 del pórtico interior 601 esté por debajo del paciente. El movimiento del soporte de paciente 606, junto con el movimiento del pórtico 605 y el aplicador 610, permite apuntar al objetivo de los tumores y/u otras áreas de tratamiento en el paciente de forma relativamente precisa.

La Fig. 18 muestra un ejemplo de construcción del pórtico interior 601. En este ejemplo, el pórtico interior incluye una estructura soldada 617, un carril de cojinetes lineal de precisión 618 (por ejemplo, un carril de THK), una cubierta 614, y un aplicador 610 que incluye un accionamiento de extensión 619, y un accionamiento zeta 620. El pórtico interior 601 puede incluir características además de las que se muestran, sustituciones de las características que se muestran, o ambas.

La estructura soldada 617 puede ser construida de cualquier material rígido, tal como metal, plástico o similar, que sea capaz de soportar el peso de aplicador 610. En este ejemplo, la estructura soldada 617 tiene sustancialmente forma de C (definiendo de esta manera la forma del pórtico interior 601). Hay que advertir, sin embargo, que la estructura soldada 617 puede tener otras formas. Por ejemplo, puede ser alargada o comprimida. Básicamente, la estructura soldada puede tener cualquier forma que permita el recorrido continuo, relativamente sin obstáculos del aplicador 610, entre las posiciones que están por encima y por debajo del paciente.

La estructura soldada 617 incluye uno o más carriles de cojinetes 618. El número de carriles que se pueden utilizar depende de las sujeciones necesarias para el aplicador 610. El aplicador 610 se mueve a lo largo del carril de cojinetes 618 entre una parte superior 621 de la estructura soldada 617 y una parte inferior 622 de la estructura soldada 617. El movimiento puede ser continuo o en incrementos discretos y puede ser detenido en cualquier punto a lo largo del carril de cojinetes 618 para obtener una posición deseada del aplicador 610 con respecto a la posición del paciente.

La cubierta 614 recubre lo que de otra forma sería un agujero abierto a la zona debajo del suelo 612 (véase la Fig. 17). El agujero y la cubierta permiten que un haz de partículas pase desde el sincrociclotrón al aplicador. La cubierta 614, sin embargo, evita que objetos y/u otro material caigan a través del agujero y posiblemente dañen el equipo sensible, tal como el sincrociclotrón. La cubierta 614 puede asistir a, o controlar, el movimiento del aplicador 610 a lo largo del carril de cojinetes 618. Es decir, la cubierta 614 puede rodar a lo largo de una trayectoria entre la parte superior 621 y la parte inferior 622 de la estructura soldada 617. La cubierta 614 puede enrollarse en sus extremos 624 y/o 625, como se muestra en la Fig. 18.

El aplicador 610 incluye un accionamiento de extensión 619 y un accionamiento zeta 620. El accionamiento de extensión 619 mueve la abertura 625 hacia y lejos del paciente, por ejemplo, a lo largo de la flecha 626. En virtud de este movimiento, el accionamiento de extensión puede modificar la proyección de la abertura 625 sobre el paciente. Por ejemplo, el tamaño de la abertura puede ser aumentado o disminuido. La forma de la abertura puede ser modificada también, por ejemplo, entre una forma circular, una forma ovalada, una forma poligonal, etc. El accionamiento zeta 620 mueve el aplicador 610 a lo largo del carril 618 entre la parte superior 621 y la parte inferior 622 de la estructura soldada 617. La cubierta 614 puede desplazarse junto con el aplicador 610.

Todo o parte del accionamiento de extensión 619 y el accionamiento zeta 620 puede ser controlado por ordenador. Por ejemplo, el accionamiento de extensión 619 y/o el accionamiento zeta 620 pueden ser controlados por el mismo hardware y/o software que es utilizado para controlar el pódico 605.

El sistema 602 no está limitado al uso con un pódico interior 601. Cualquier otro mecanismo puede ser utilizado para proporcionar una abertura para dimensionar y/o conformar (por ejemplo, colimar) un haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón 604. Por ejemplo, con referencia a la figura 19, puede ser usado un brazo robótico 626 para posicionar una abertura 625 entre el sincrociclotrón 604 y el paciente. El brazo robótico puede mover la abertura en tres dimensiones (por ejemplo, las coordenadas cartesianas XYZ) respecto al paciente. El brazo robótico puede ser controlado por el mismo hardware y/o software que es utilizado para controlar el pódico 605. Además, la abertura en sí puede ser controlada de manera que se modifique su tamaño y/o forma. Como se describió anteriormente, el tamaño de la abertura puede ser aumentado o disminuido. La forma de la abertura puede ser modificada también, por ejemplo, entre una forma circular, una forma ovalada, una forma poligonal, etc.

Una abertura, tal como las descritas anteriormente, puede ser posicionada y/o controlada manualmente. Por ejemplo, un soporte (no mostrado) puede ser usado para contener la abertura. La abertura puede ser dimensionada y/o conformada y colocada en el soporte. Tanto el soporte como la abertura pueden ser posicionados con respecto al paciente y en línea con el haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón. Puede ser utilizado cualquier mecanismo para contener la abertura. En algunas implementaciones, la abertura y/o el dispositivo utilizados para contener la abertura pueden estar montados en el propio sincrociclotrón.

El pódico interior es ventajoso porque reduce la precisión con la que debe girar el pódico exterior. Por ejemplo, el pódico interior permite el posicionamiento del haz con precisión de submilímetros. Debido a la precisión adicional añadida por el pódico interior, el pódico exterior no necesita proporcionar precisión de submilímetros, sino más bien su precisión puede ser de un milímetro o mayor. El pódico exterior, por tanto, no necesita ser tan grande como de otro modo sería necesario para obtener altos niveles de precisión.

Información adicional sobre el diseño del acelerador de partículas descrito en este documento puede ser encontrada en la solicitud de patente provisional de EE.UU. n.º 60/760,788, titulada "High-Field Superconducting Synchrocyclotron" (Sincrociclotrón superconductor de alto campo) y presentada el 20 de enero 2006; la solicitud de patente de EE.UU. n.º 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" (Estructura magnética para aceleración de partículas) y presentada el 9 de agosto de 2006; y la solicitud de patente provisional de EE.UU. n.º 60/850,565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" (Acoplador térmico neumático criogénico que no rompe el vacío) y presentada el 10 de octubre del 2006.

REIVINDICACIONES

1. Sistema que comprende:

un sincrociclotrón (604) para producir un haz de protones o iones usando una fuente de partículas que es interrumpida, en el que la fuente de partículas comprende un tubo (194) que contiene plasma del cual son extraídas partículas para el haz de protones o iones, siendo interrumpido el tubo de tal modo que todo el tubo (194) es retirado en una región de aceleración en la que las partículas son extraídas del plasma;

un pórtico exterior (605) en el que está montado un sincrociclotrón (604) para permitir que el sincrociclotrón (604) se mueva a través de un intervalo de posiciones en torno a un paciente, definiendo el intervalo de posiciones un volumen, siendo movable el pórtico exterior con una primera precisión; y

un pórtico interior (601) configurado para mover un aplicador (610) alrededor del paciente dentro del volumen, conteniendo el aplicador (610) una abertura y estando configurado para transmitir el haz de partículas al paciente, siendo movable el pórtico interior (601) con una segunda precisión que es más precisa que la primera precisión.

2. Sistema según la reivindicación 1, en el que el aplicador (610) está configurado para mover la abertura hacia o lejos del paciente.

3. Sistema según la reivindicación 2, en el que el pórtico interior (601) comprende una pista a lo largo de la cual el aplicador (610) está configurado para moverse.

4. Sistema según la reivindicación 3, en el que el pórtico interior (601) está configurado para mover el aplicador (610) a lo largo de la pista de una manera continua.

5. Sistema según la reivindicación 3, en el que el pórtico interior (601) está configurado para mover el aplicador a lo largo de la pista en movimientos discretos.

6. Sistema según la reivindicación 3, en el que el pórtico interior (601) comprende una cubierta que se puede mover con respecto a la pista, en el que la cubierta sirve para cubrir una abertura en una cámara a través de la cual pasa el pórtico exterior (605) para evitar que caigan objetos en la cámara por debajo de un soporte de paciente (606).

7. Sistema según la reivindicación 1, que comprende además:

un dispositivo de procesamiento programado para controlar el movimiento del pórtico exterior (605) y el pórtico interior (601).

8. Sistema según la reivindicación 7, en el que el aplicador (610) está configurado para mover la abertura hacia o lejos del paciente; y en el que el dispositivo de procesamiento está configurado para controlar el movimiento del pórtico exterior (605) y el pórtico interior (601) sustancialmente para alinear el haz de protones o iones con la abertura.

9. Sistema según la reivindicación 8, en el que la abertura está configurada para sustancialmente colimar el haz de protones o iones.

10. Sistema según la reivindicación 1, que comprende además un soporte de paciente (606) para soportar al paciente, siendo el soporte de paciente (606) movable con respecto al pórtico exterior (605) y el pórtico interior (601).

11. Sistema según la reivindicación 10, en el que el aplicador (610) está configurado para mover la abertura hacia o lejos del paciente;

en el que el pórtico interior (601) comprende una pista; y

en el que el aplicador (610) comprende:

un accionamiento de extensión (619) para mover la abertura hacia o lejos de un paciente en el soporte de paciente (606); y

un accionamiento zeta (620) para mover el aplicador lo largo de diferentes posiciones de la pista.

12. Sistema según la reivindicación 11, en el que la abertura está configurada para cambiar la forma de sección transversal del haz de partículas.

13. Sistema según la reivindicación 11, en el que el aplicador (610) comprende un colimador multihojas configurado para dimensionar y/o dar forma al haz de partículas o para dejar pasar el haz de partículas sin modificación.

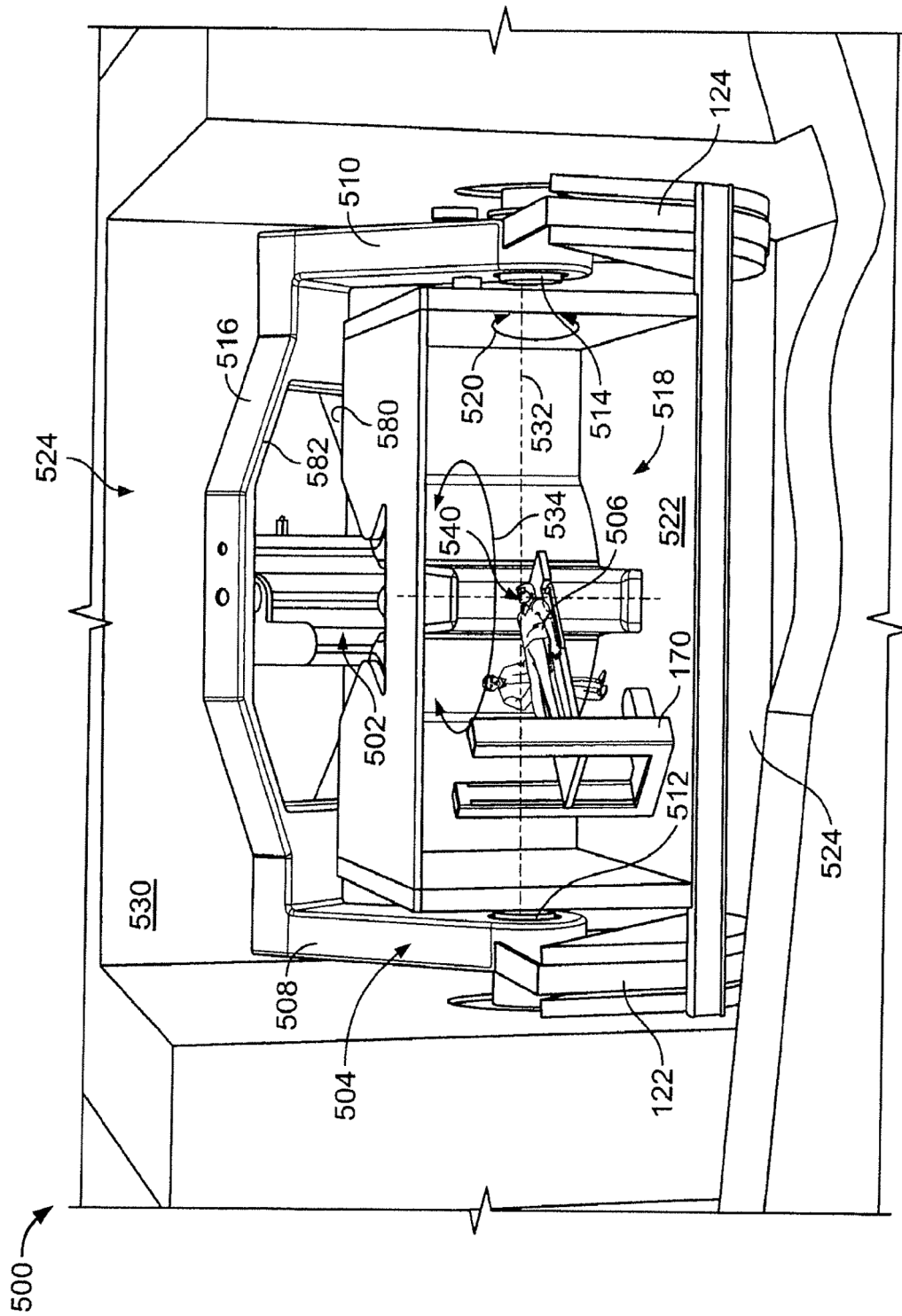


FIG. 1

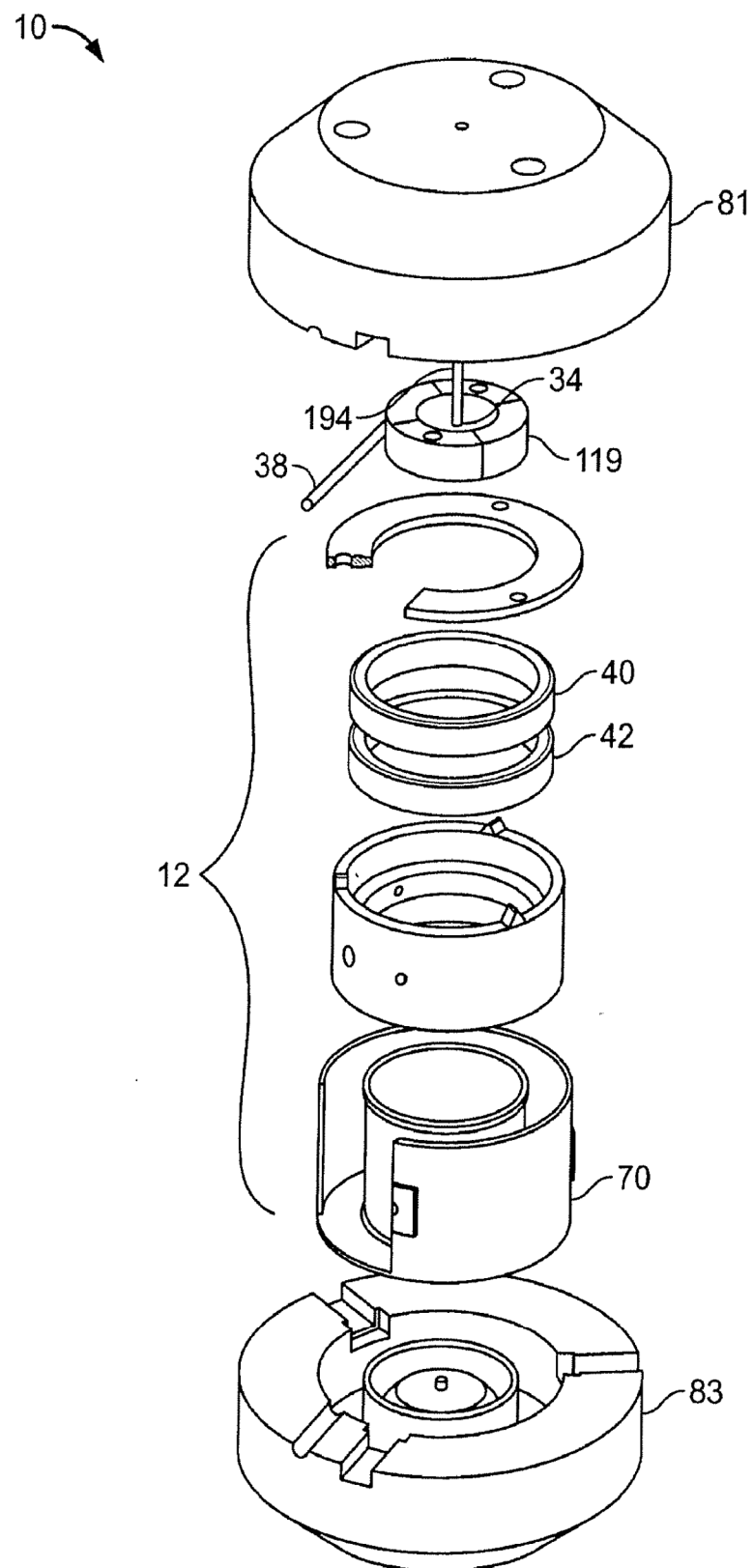


FIG. 2

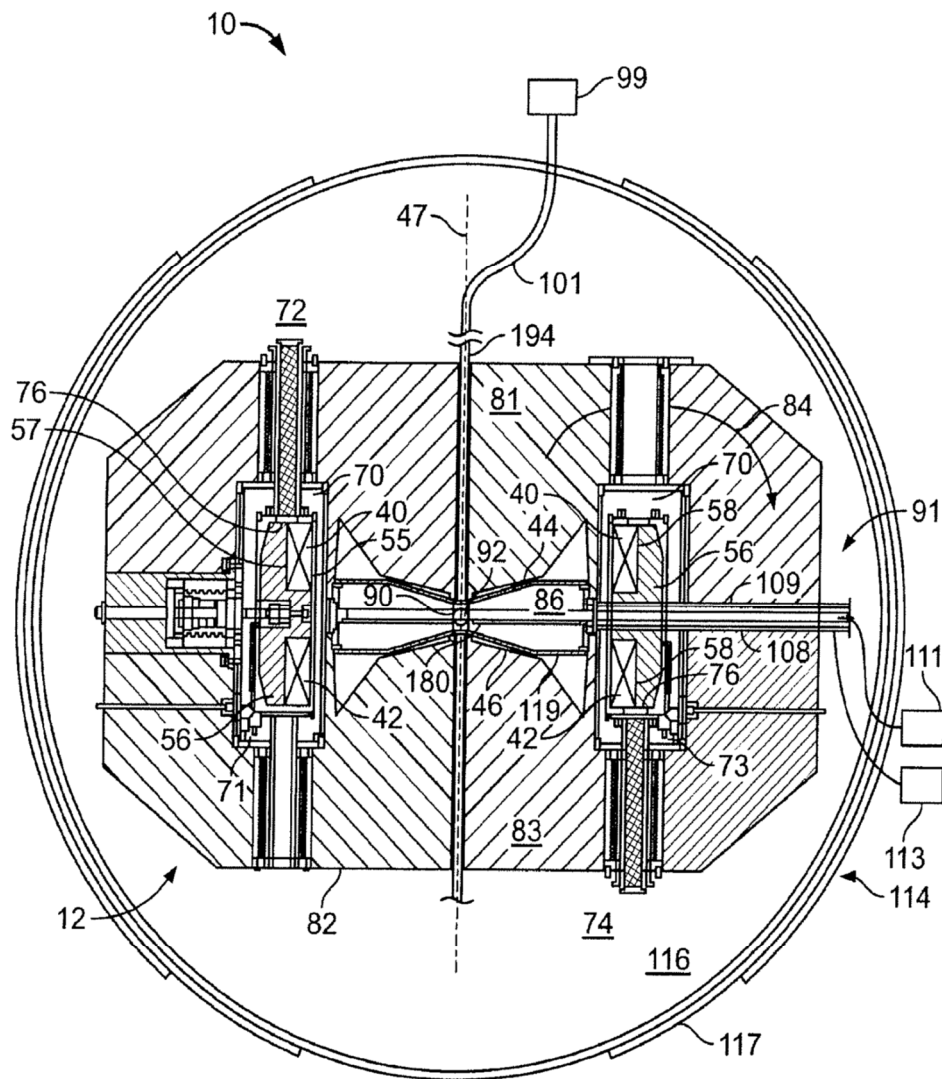


FIG. 3

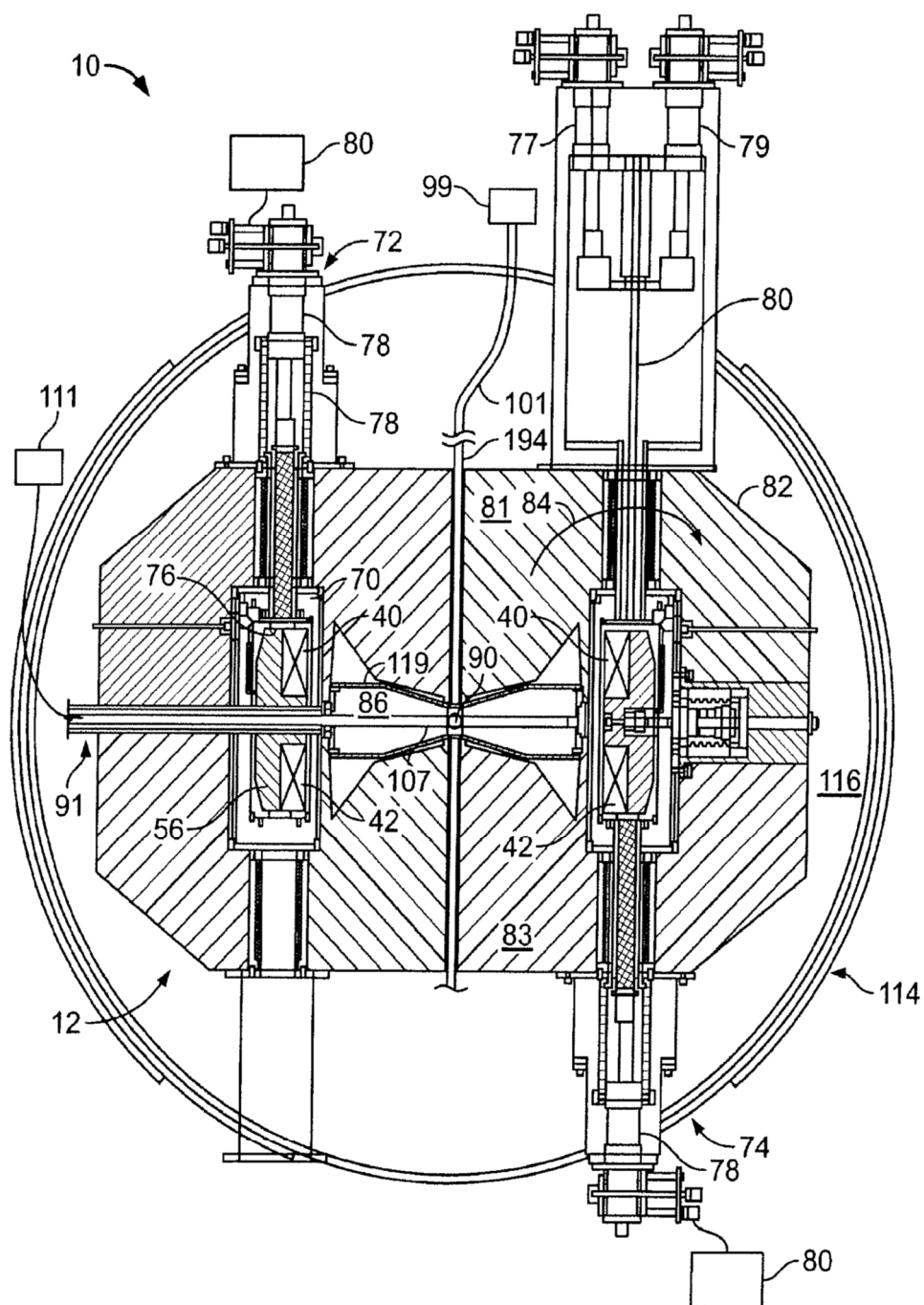


FIG. 4

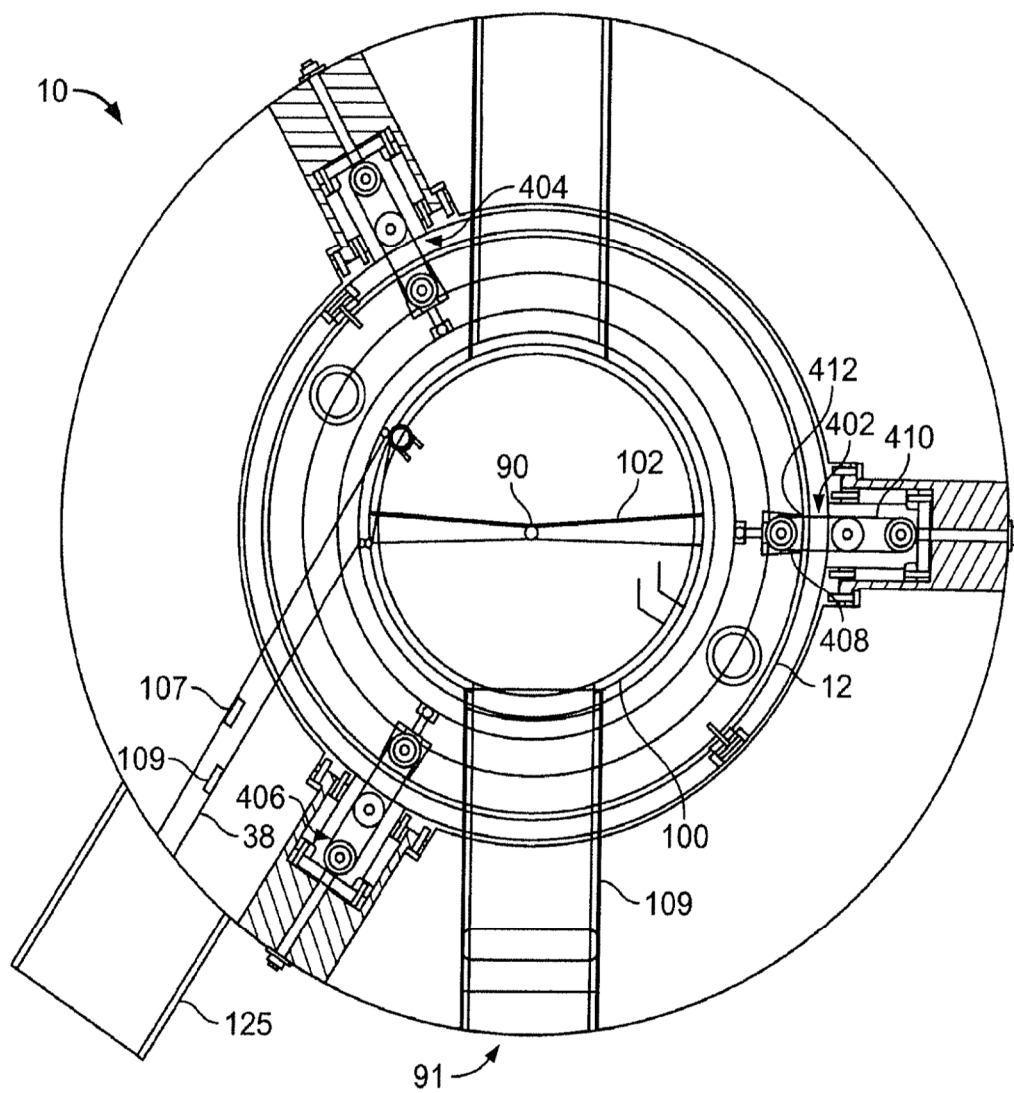


FIG. 5

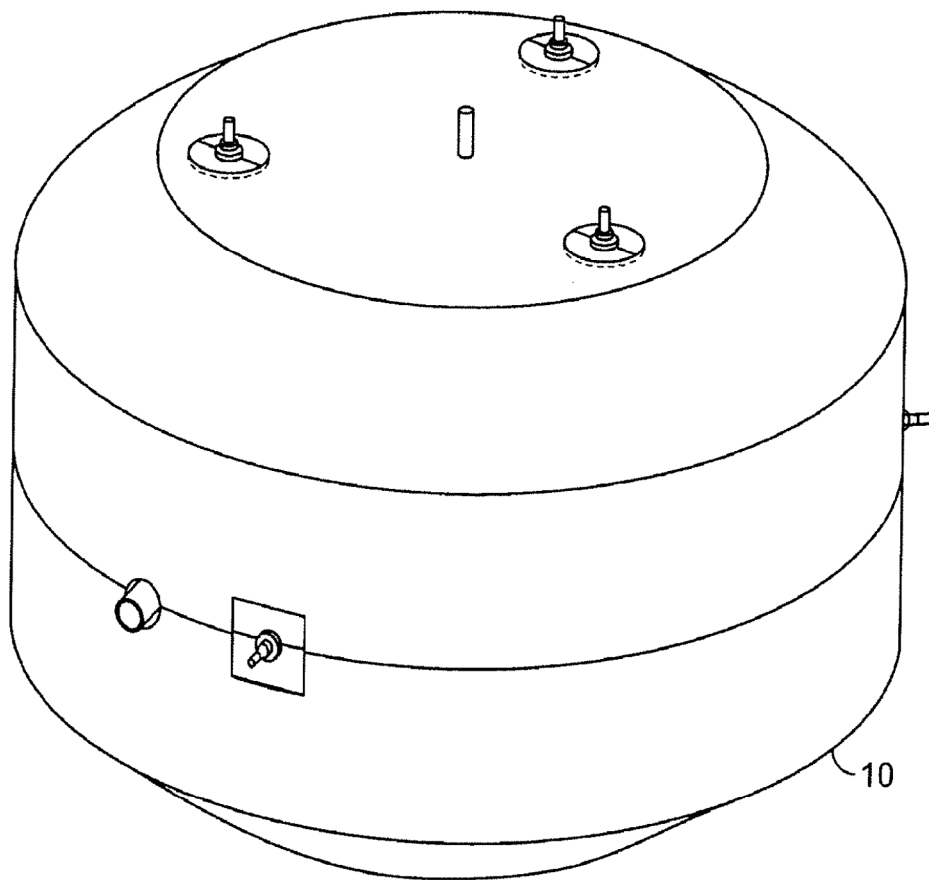


FIG. 6

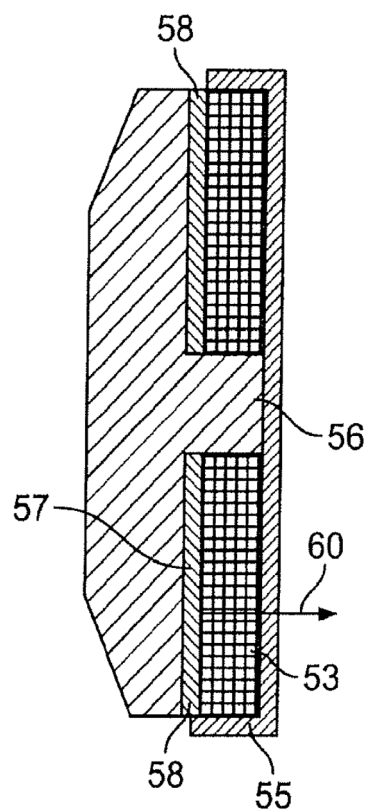


FIG. 7

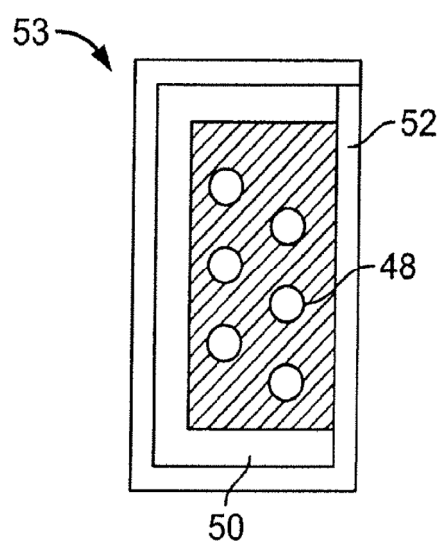


FIG. 8

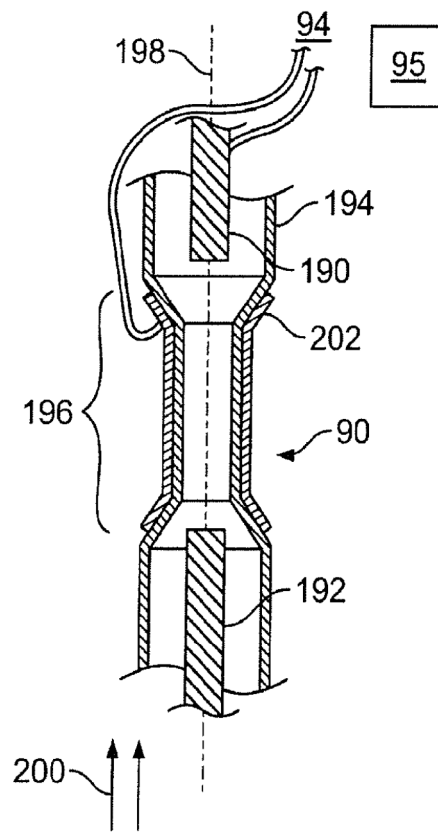


FIG. 9

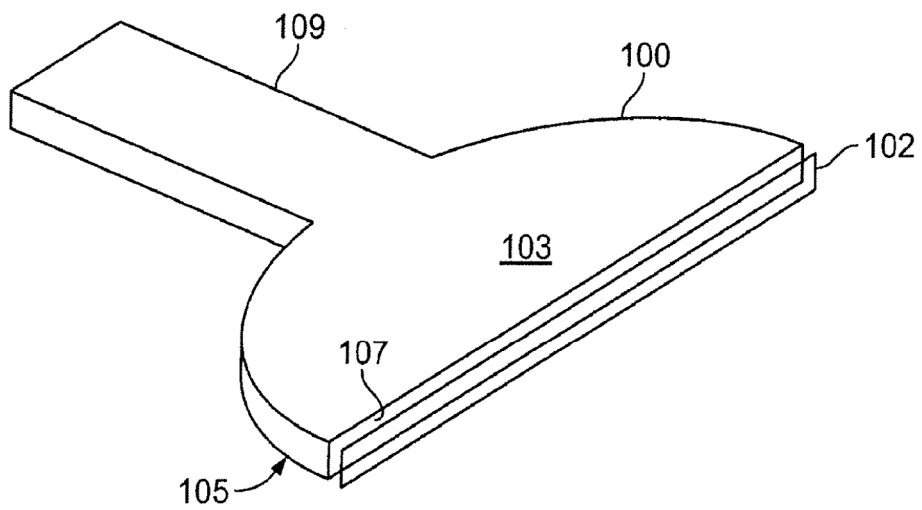


FIG. 10

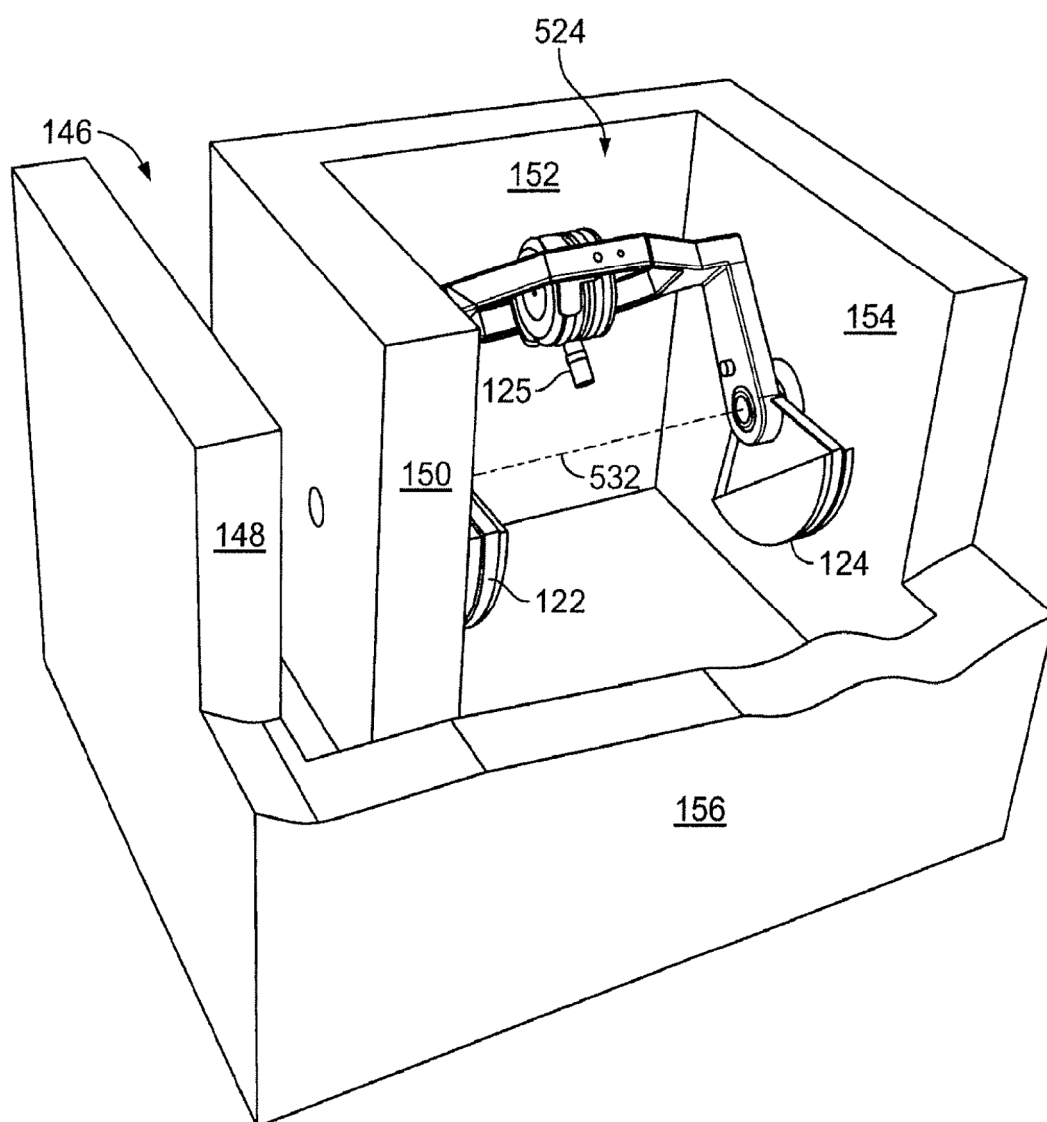
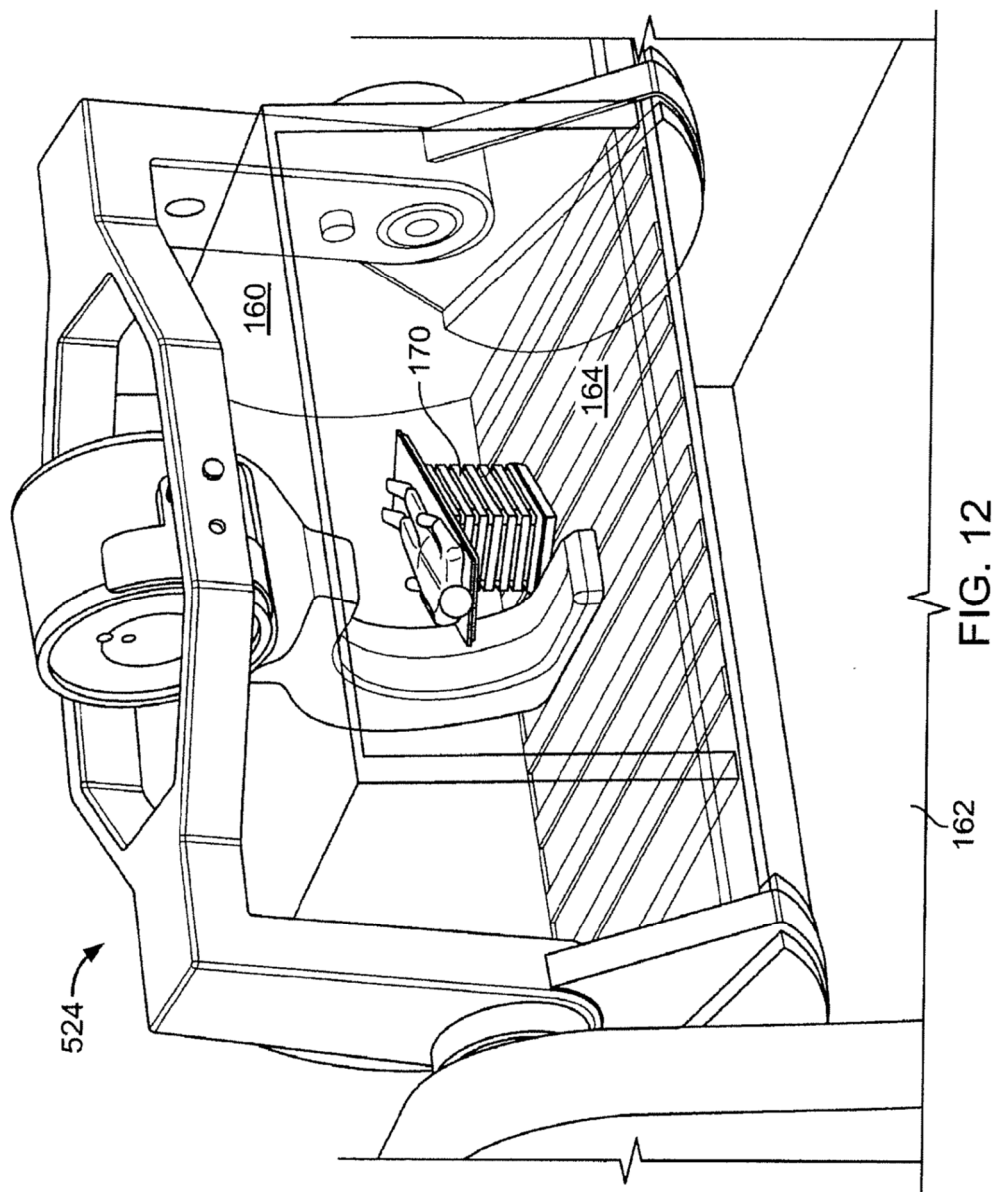


FIG. 11



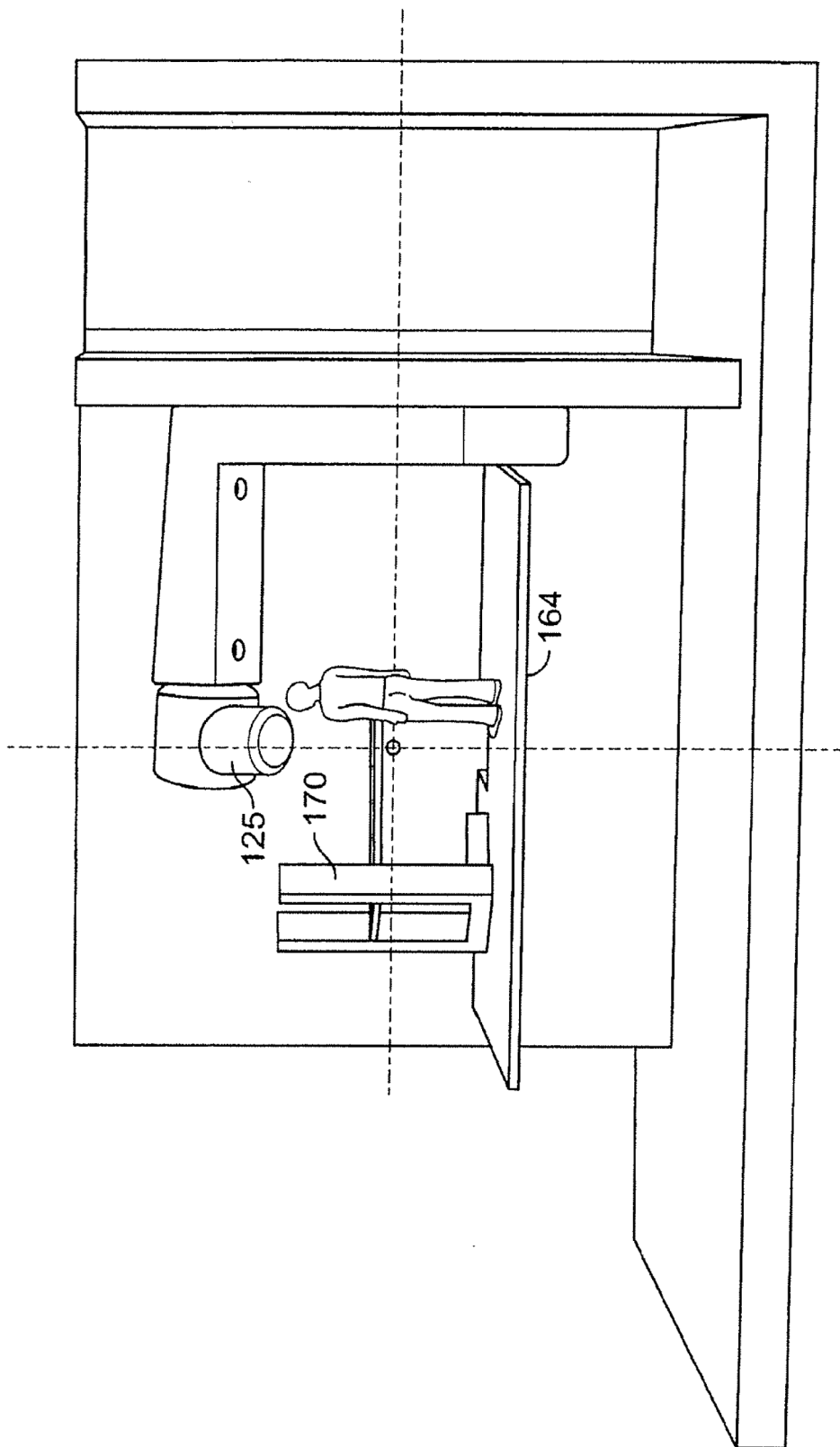
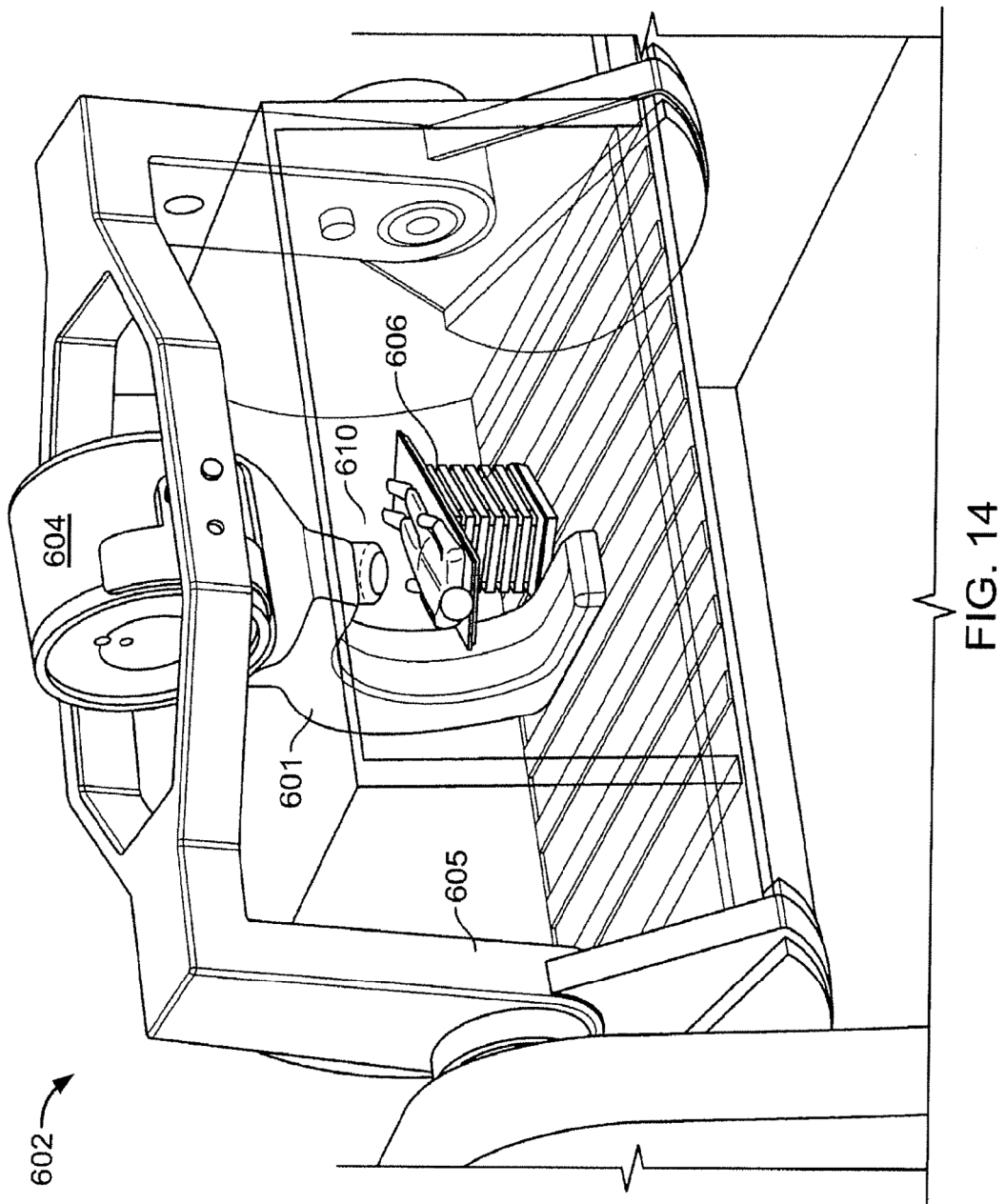


FIG. 13



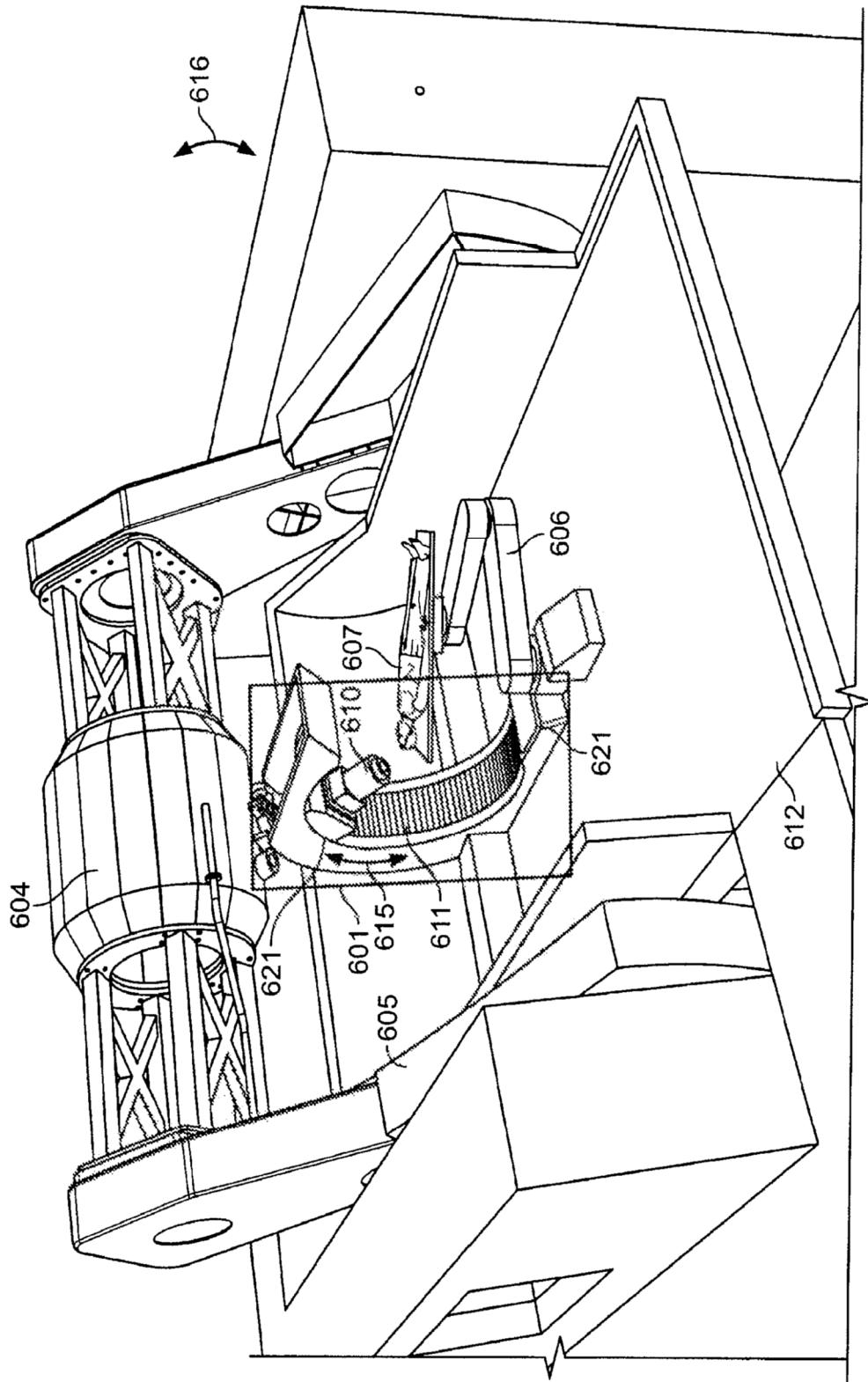


FIG. 15

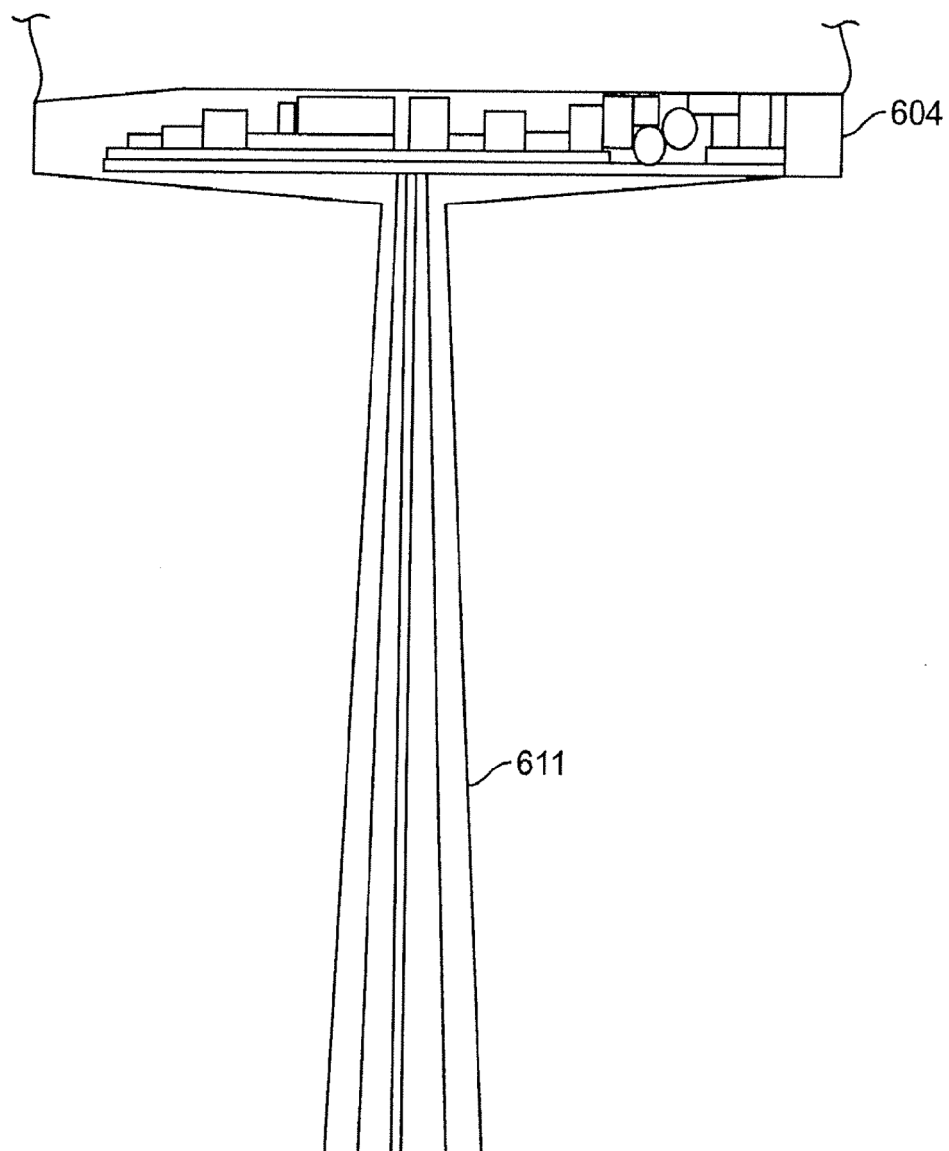


FIG. 16

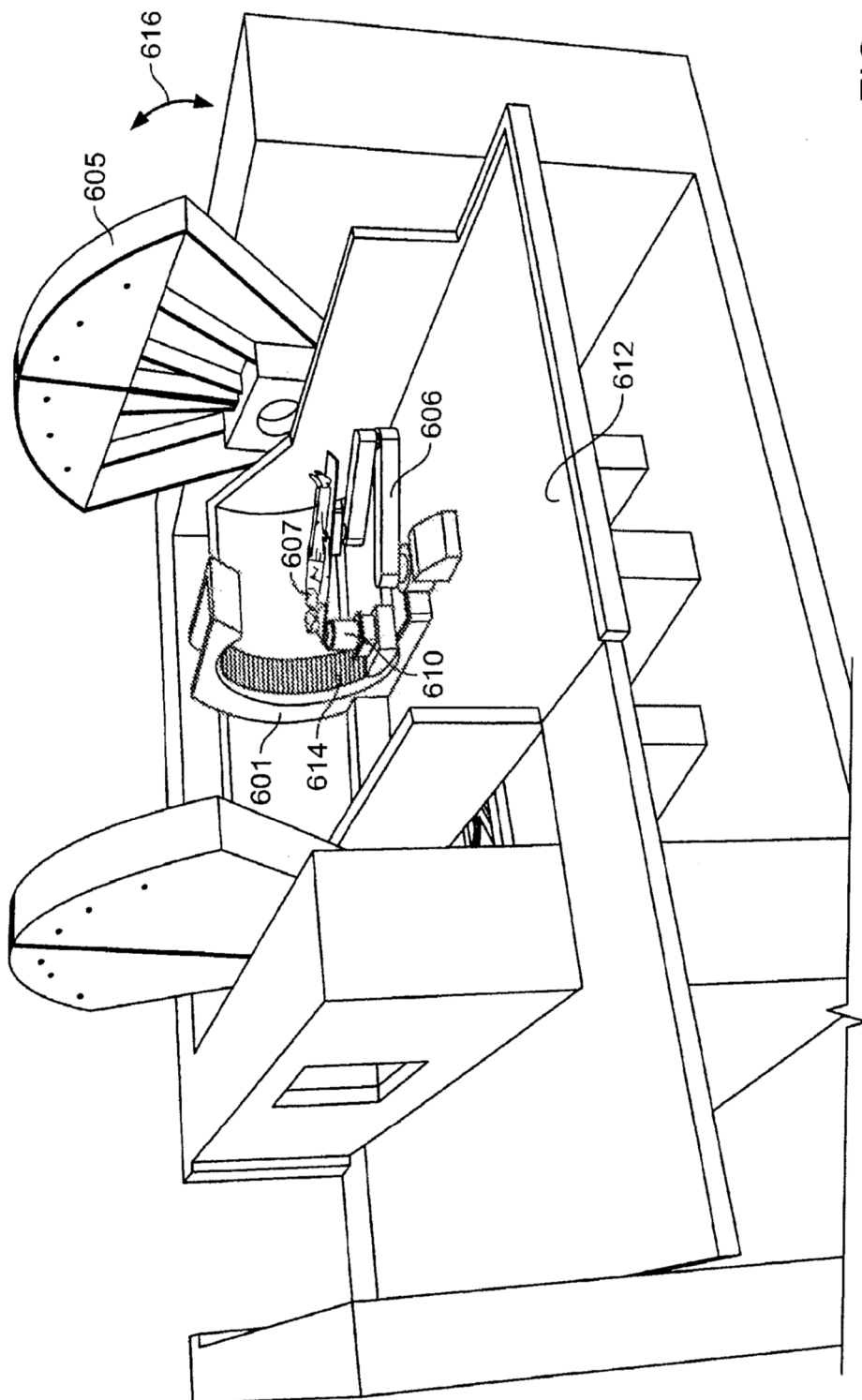


FIG. 17

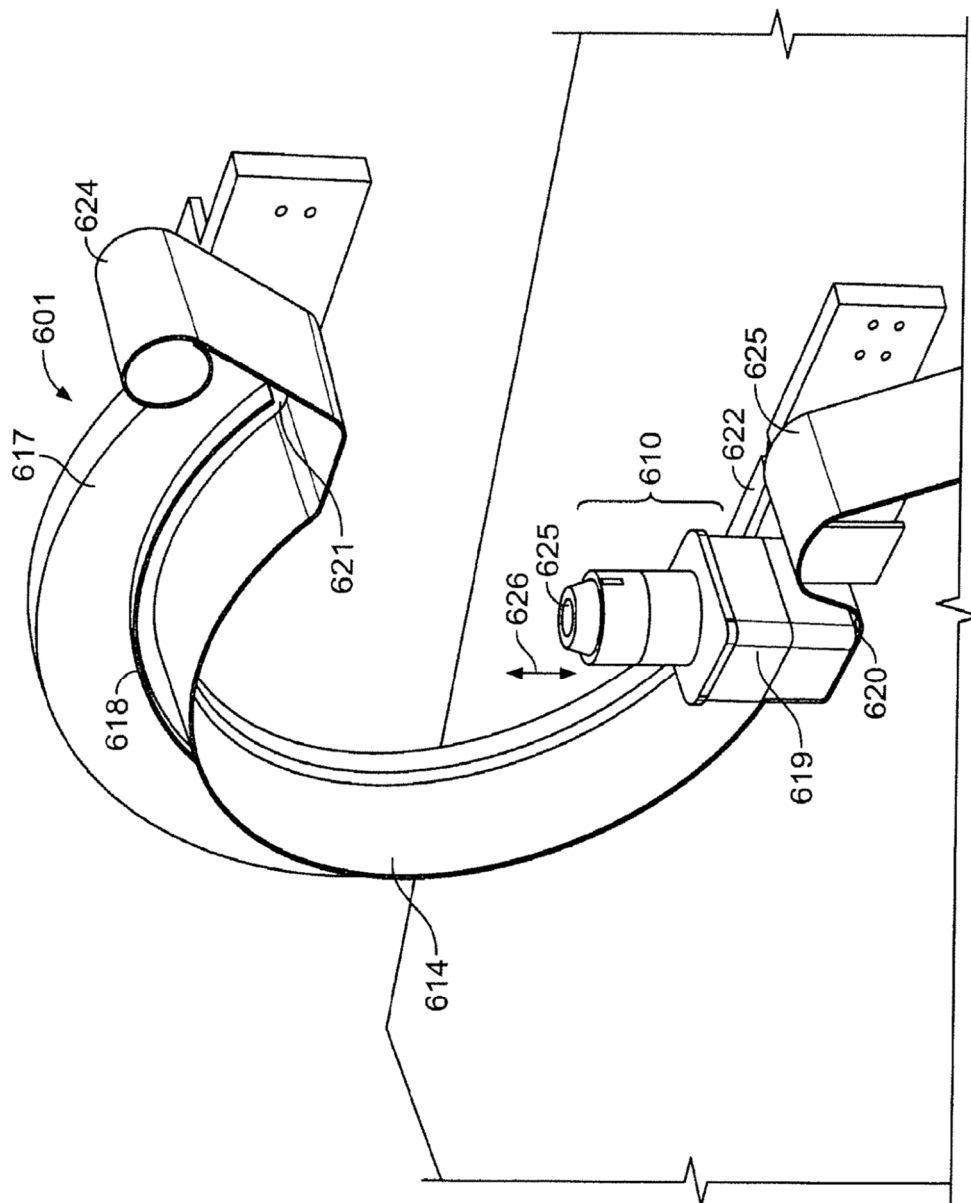


FIG. 18

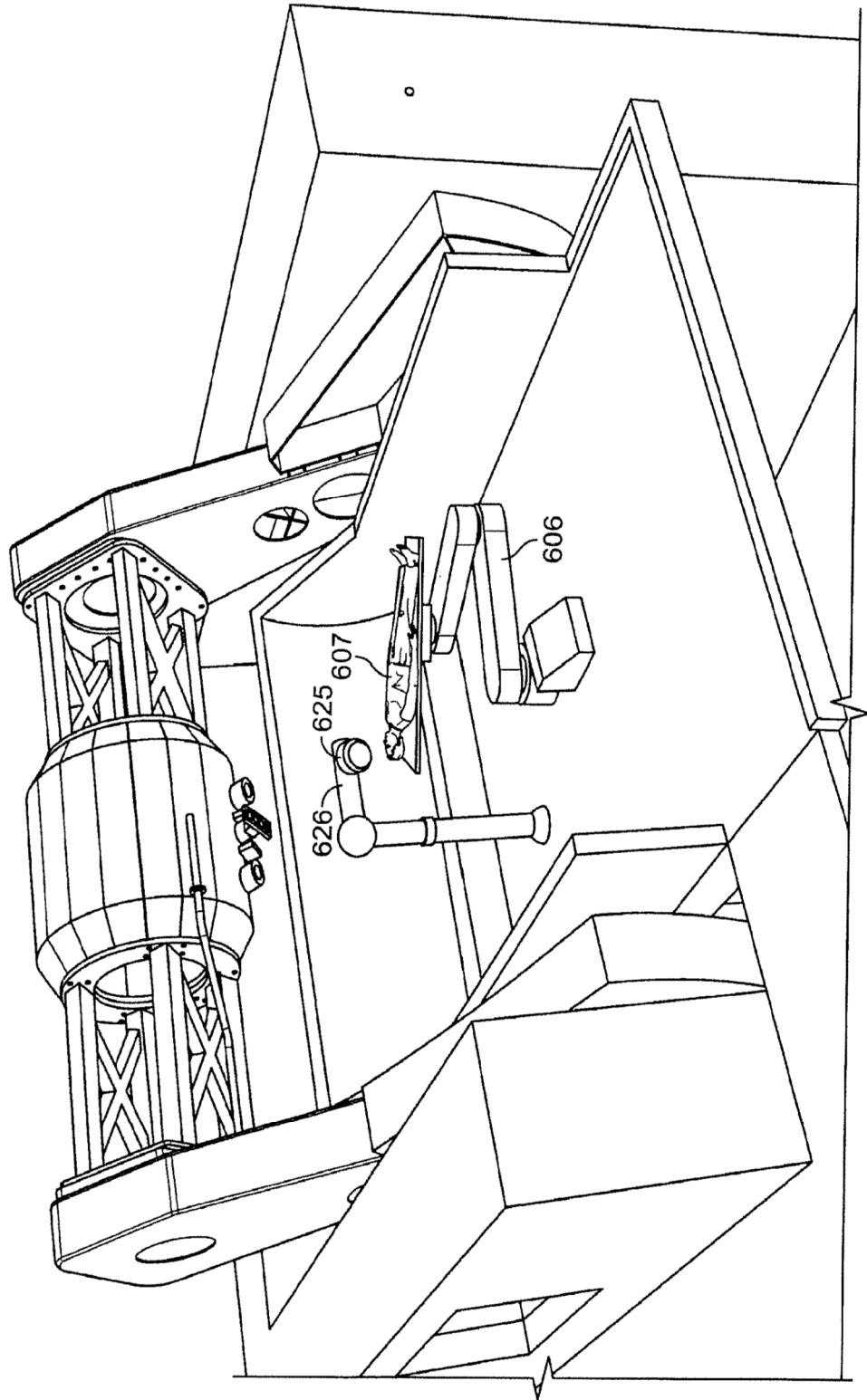


FIG. 19