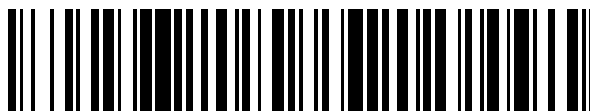


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 547 342**

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 12193833 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.07.2015** **EP 2581110**

54 Título: **Pórtico interior**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.10.2015

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 2 547 342 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 utilizar con un sistema de terapia por haz de partículas.

5 ANTECEDENTES

El diseño de un sistema de terapia de radiación 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 los entornos clínicos abarrotados de gente. El coste inferior permite que se desplieguen más sistemas para alcanzar a una población de pacientes más amplia. Una complejidad menor reduce los costes operativos y hace el sistema más fiable para el uso clínico rutinario.

Otras consideraciones pueden también apoyarse en el diseño de tal sistema de terapia. Configurando el sistema para aplicar el tratamiento a pacientes que son mantenidos en una posición estable, reproducible (por ejemplo, descansando en decúbito supino sobre una mesa o tabla plana), el médico puede reubicar más precisamente el objetivo pretendido, con relación a la anatomía del paciente, en cada tratamiento. La reproducción fiable de la posición del paciente para cada tratamiento también puede ser ayudada utilizando moldes y brazaletes personalizados fijados al paciente. Con un paciente en una posición estable, fija, el haz de radioterapia puede ser dirigido al paciente desde una sucesión de ángulos, de modo que, a lo largo del curso de tratamiento, la dosis de radiación en el objetivo es mejorada al tiempo que la dosis de radiación extraña es dispersada sobre tejidos que no constituyen un objetivo.

Tradicionalmente, un pórtico isocéntrico es hecho girar alrededor del paciente en posición de decúbito supino para dirigir el haz de radiación a lo largo de trayectos sucesivos que se encuentran en un rango de ángulos en un plano vertical común hacia un único punto (llamado un isocentro) dentro del paciente. Haciendo girar la mesa sobre la que descansa el paciente alrededor de un eje vertical, el haz puede ser dirigido al paciente a lo largo de diferentes trayectos. Se han utilizado otras técnicas para variar la posición de la fuente de radiación alrededor del paciente, incluyendo manipulación robótica.

El documento CA 2 629 333 A1 describe un acelerador montado sobre un pórtico para permitir que el acelerador se mueva a través de un rango de posiciones alrededor de un paciente sobre un soporte de paciente.

El documento US 7.014.361 B1 describe un rotador adaptativo que incluye al menos un anillo parcial montado para rotación sobre un anillo de montaje, un acoplador de pórtico adaptado para acoplar al menos el anillo parcial a un pórtico giratorio, y un compensador mecánico unido al menos a uno del anillo al menos parcial, del anillo de montaje y del acoplador de pórtico.

El documento US 2006/0173294 A1 describe un posicionador de modulador de radiación operativo para provocar un movimiento relativo entre un modulador de radiación y alojamiento de fuente de radiación.

El documento US 2007/0133752 A1 describe un dispositivo de imagen que incluye un rotador que tiene un ánima hueca para que un paciente se mueva dentro y fuera de ella.

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

RESUMEN

Esta solicitud se refiere a un sistema como se ha descrito en la reivindicación 1. Realizaciones preferidas están definidas en las reivindicaciones dependientes.

En general, esta solicitud de patente describe un sistema que comprende un soporte de paciente y un pórtico exterior sobre el que está montado un acelerador. El pórtico exterior habilita al acelerador a moverse a través de un rango de posiciones alrededor de un paciente sobre el soporte de paciente. El acelerador está configurado para producir un haz de protones o iones que tiene un nivel de energía suficiente para alcanzar un objetivo en el paciente. Un pórtico interior comprende una abertura para dirigir el haz de protones o iones hacia el objetivo. El sistema descrito antes puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea sola o en combinación.

El pórtico interior puede comprender un aplicador para sostener la abertura. El aplicador puede ser móvil a lo largo del pórtico interior. El aplicador puede estar configurado para mover la abertura con relación al paciente. Por ejemplo, el aplicador puede estar configurado para mover la abertura acercándola o alejándola del paciente.

El pórtico interior puede comprender una pista a lo largo de la cual el aplicador está configurado para moverse. Una tapa puede ser móvil con relación a la pista. La tapa puede ser para impedir que caigan objetos a una bóveda o cripta situada por debajo del soporte del paciente.

Un dispositivo de tratamiento puede estar programado para controlar el movimiento del pórtico exterior y/o del pórtico interior. El dispositivo de tratamiento puede estar configurado para controlar el movimiento del pórtico exterior y/o del 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 de iones. El sistema puede comprender un soporte de

5 paciente que es móvil con relación al pórtico interior y/o al pórtico exterior.

En general, esta solicitud de patente describe también un sistema que comprende un soporte de paciente y un pórtico sobre el que está montado un acelerador de haz de partículas. El acelerador de haz de partículas es para dirigir un haz de partículas hacia el soporte de paciente. El pórtico es móvil a posiciones por encima y por debajo del soporte del

10 paciente. Una abertura está situada entre el acelerador de haz de partículas y el soporte de paciente. La abertura es para modificar el haz de partículas. El sistema descrito antes puede incluir una o más de las siguientes características ya sea sola o en combinación.

El sistema puede comprender un aparato para contener la abertura. El aparato puede ser móvil con relación al soporte del paciente. El aparato puede comprender un brazo robótico que es controlado por ordenador para colocar la abertura con relación al soporte del paciente. El aparato puede comprender un portador, que puede posicionarse manualmente,

15 para contener la abertura.

El acelerador de haz de partículas puede ser un sincrociclotrón. El sistema puede comprender un segundo pórtico que incluye un aplicador para contener la abertura. El segundo pórtico puede ser controlado para alinear sustancialmente la abertura con el haz de partículas.

En general, esta solicitud de patente describe también un sistema que comprende un soporte de paciente, un primer pórtico que es móvil de forma angular con relación al soporte de paciente, y un acelerador de partículas que está montado sobre el primer pórtico. El acelerador de partículas está configurado para proporcionar un haz de partículas directamente hacia el soporte del paciente. Un segundo pórtico está posicionado con relación al soporte del paciente. El segundo pórtico tiene sustancialmente forma de C. El sistema descrito antes puede incluir una o más de las siguientes

20 características, ya sea sola o en combinación.

El segundo pórtico puede comprender una pista, una abertura, y aplicador. El aplicador puede ser móvil a lo largo de la pista de manera que la abertura está alineada sustancialmente con el haz de partículas. La abertura puede alterar el haz de partículas antes de que el haz de partículas alcance a un paciente sobre el soporte de paciente.

25 El segundo pórtico puede comprender una pista, una abertura, y aplicador. El aplicador puede ser móvil a lo largo de la pista de manera que la abertura está alineada sustancialmente con el haz de partículas. La abertura puede alterar el haz de partículas antes de que el haz de partículas alcance a un paciente sobre el soporte de paciente.

El sistema puede comprender un ordenador para controlar el primer pórtico y el segundo pórtico. El primer pórtico puede ser móvil de manera que el acelerador de partículas esté en una posición por encima del soporte de paciente a una posición por debajo del soporte del paciente. El segundo pórtico puede comprender una tapa para proteger el acelerador de partículas cuando el acelerador de partículas está en la posición situada por debajo del paciente. El pórtico interior puede comprender un dispositivo para alterar un tamaño y/o forma del haz de partículas. El dispositivo para alterar el haz de partículas puede ser móvil relativo al sincrociclotrón.

30 El sistema puede comprender un ordenador para controlar el primer pórtico y el segundo pórtico. El primer pórtico puede ser móvil de manera que el acelerador de partículas esté en una posición por encima del soporte de paciente a una posición por debajo del soporte del paciente. El segundo pórtico puede comprender una tapa para proteger el acelerador de partículas cuando el acelerador de partículas está en la posición situada por debajo del paciente. El pórtico interior puede comprender un dispositivo para alterar un tamaño y/o forma del haz de partículas. El dispositivo para alterar el haz de partículas puede ser móvil relativo al sincrociclotrón.

Cualquiera de las características anteriores puede ser combinada para formar implementaciones no descritas específicamente aquí.

35 Cualquiera de las características anteriores puede ser combinada para formar implementaciones no descritas específicamente aquí.

Los detalles de uno o más ejemplos son descritos en los dibujos adjuntos y en la descripción siguiente. Otras características, aspectos, y ventajas resultarán evidentes a partir de la descripción, los dibujos, y las reivindicaciones.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 es una vista en perspectiva de un sistema de terapia.

La fig. 2 es una vista en perspectiva despiezada ordenadamente de componentes de un sincrociclotrón.

Las figs. 3, 4 y 5 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón.

La fig. 6 es una vista en perspectiva de un sincrociclotrón.

La fig. 7 es una vista en sección transversal de una parte de una bobina y arrollamientos inversos.

La fig. 8 es una vista en sección transversal de un conductor compuesto de cable en canal.

La fig. 9 es una vista en sección transversal de una fuente de iones.

La fig. 10 es una vista en perspectiva de una placa en D y una D ficticia.

La fig. 11 es una vista en perspectiva de una bóveda.

La fig. 12 es una vista en perspectiva de una sala de tratamiento con una bóveda.

La fig. 13 muestra un perfil de una mitad de un perfil simétrico de una cara polar y una pieza polar.

La fig. 14 muestra un paciente posicionado dentro de un pórtico interior en una sala de tratamiento.

La fig. 15 es una vista en perspectiva que muestra tanto el pórtico exterior como el interior posicionados para aplicar una haz de protones o iones desde encima del paciente.

5 La fig. 16 muestra la forma de un haz de partículas proporcionado por un acelerador.

La fig. 17 es una vista en perspectiva que muestra tanto los pórticos exterior como interior posicionados para aplicar un haz de protones o iones desde encima o debajo del paciente.

La fig. 18 muestra componentes del pórtico interior.

La fig. 19 muestra un brazo robótico utilizado para realizar funciones del pórtico interior.

10 DESCRIPCIÓN DETALLADA

Como se ha mostrado en la fig. 1, un sistema de terapia 500 de radiación de partículas cargadas incluye un acelerador de partículas 502 de producción de haz que tiene un peso y tamaño lo bastante pequeños para permitirle ser montado sobre un pórtico giratorio 504 con su salida dirigida directamente (es decir, esencialmente de forma directa) desde el alojamiento del acelerador hacia un paciente 506.

15 En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para rotación sobre dos cojinetes respectivos 512, 514 que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por un armazón o pieza de refuerzo de acero 516 que es lo bastante largo para abarcar un área de tratamiento 518 en el que se encuentra el paciente (por ejemplo, dos veces tan largo como una persona alta, para permitir que la persona sea hecha girar completamente dentro del espacio permaneciendo cualquier área objetivo deseada del paciente en la línea del haz) y está fijado de forma estable en ambos extremos a las patas giratorias del pórtico.

20 En algunos ejemplos, la rotación del pórtico está limitada un rango 520 de menos de 360 grados, por ejemplo aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 522 se extienda desde una pared de la bóveda 524 que aloja el sistema de terapia al área de tratamiento del paciente. El rango de rotación limitado del pórtico reduce también el grosor requerido de alguna de las paredes (que nunca reciben directamente el haz, por ejemplo, la pared 530), que proporciona un blindaje o protección contra la radiación de personas situadas fuera del área de tratamiento. Un rango de 25 180 grados de rotación del pórtico es suficiente para cubrir todos los ángulos de aproximación del tratamiento, pero proporcionar un mayor rango de desplazamiento puede ser útil. Por ejemplo el rango de rotación puede estar entre 180 y 330 grados y proporcionar aún holgura para el espacio del suelo de terapia.

30 El eje rotacional horizontal 532 del pórtico está situado nominalmente un metro por encima del suelo donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. El suelo está posicionado aproximadamente 3 metros por encima del suelo inferior de la bóveda blindada del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar bajo el suelo elevado para la entrega de haces de tratamiento desde debajo del eje rotacional. La camilla del paciente se mueve y gira en un plano sustancialmente horizontal paralelo al eje rotacional del pórtico. La camilla puede girar a través de un rango 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de rangos rotacionales y 35 grados de libertad del pórtico y paciente permiten al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de aproximación para el haz. Si es necesario, el paciente puede ser colocado sobre la camilla en la orientación opuesta y entonces pueden ser utilizados todos los ángulos posibles.

40 En algunas implementaciones, el acelerador utiliza una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy elevado. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada es reducido en proporción directa a un aumento en el campo magnético aplicado a ella, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy elevado permite que el acelerador sea hecho más pequeño y más ligero. El sincrociclotrón utiliza un campo magnético que es uniforme en ángulo de rotación y pierde intensidad con el radio creciente. Tal forma de campo puede ser conseguida independientemente de la magnitud del campo magnético, así que en teoría no existe límite superior a la intensidad de campo magnético (y por ello 45 para la energía de partícula resultante en un radio fijo) que puede ser utilizada en un sincrociclotrón.

Ciertos materiales superconductores comienzan a perder sus propiedades superconductoras en la presencia de campos magnéticos muy elevados. Arrollamientos de hilo superconductor de alto rendimiento son utilizados para permitir conseguir campos magnéticos muy elevados.

50 Los materiales superconductores necesitan típicamente ser enfriados a bajas temperaturas para que se realicen sus propiedades superconductoras. En algunos ejemplos descritos aquí, son utilizados enfriadores criogénicos para llevar los arrollamientos de bobina superconductores a temperaturas próximas al cero absoluto. Utilizar enfriadores criogénicos puede reducir la complejidad y el coste.

El sincrociclotrón es soportado sobre el pórtico de manera que el haz es generado directamente en línea con el paciente. El pórtico permite la rotación del ciclotrón alrededor de un eje rotacional horizontal que contiene un punto (isocentro 540) dentro, o cerca, del paciente. El armazón dividido que es paralelo al eje rotacional, soporta el ciclotrón en ambos lados.

Debido a que el rango rotacional del pórtico es limitado, un área de soporte de paciente puede ser acomodada en un área amplia alrededor del isocentro. Debido a que el suelo puede extenderse ampliamente alrededor del isocentro, una mesa de soporte de paciente puede ser posicionada para moverse con relación a un eje vertical 542 y girar alrededor del mismo a través del isocentro de manera que, mediante una combinación de rotación de pórtico y movimiento y rotación de la mesa, se puede conseguir cualquier ángulo de dirección de haz en cualquier parte del paciente. Los dos brazos de pórtico están separados por más de dos veces la altura de un paciente alto, permitiendo que la camilla 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 grosor de al menos una de las paredes que rodea la sala de tratamiento. Paredes gruesas, construidas típicamente de hormigón, proporcionan protección contra la radiación a individuos ubicados fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de un haz de protones de parada puede ser aproximadamente dos veces tan gruesa como una pared en el extremo opuesto de la sala para proporcionar un nivel de protección equivalente. Limitar el rango de rotación del pórtico habilita que la sala de tratamiento sea situada por debajo del grado de tierra en tres lados, mientras permite un área ocupada adyacente a la pared más delgada lo que reduce el coste de construcción de la sala de tratamiento.

En el ejemplo de implementación mostrado en la fig. 1, el sincrociclotrón superconductor 502 funciona con un campo magnético de pico en un espacio polar del sincrociclotrón de 8,8 Tesla. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tiene una energía de 250 MeV. En otras implementaciones la intensidad del campo podría ser del rango de 6 a 20 Tesla y la energía de los protones podría estar en el rango de 150 a 300 MeV.

El sistema de terapia de radiación descrito en este ejemplo es utilizado para terapia de radiación de protones, pero pueden ser aplicados los mismos principios y detalles en sistemas análogos para utilizar en sistemas de tratamiento de iones pesados (iones).

Como se ha mostrado en las figs. 2, 3, 4, 5 y 6, un sincrociclotrón ejemplar 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 38 de extracción de haz. El campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma apropiada para mantener el foco 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 44, 46 ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero de bajo contenido en carbono).

Las dos bobinas magnéticas superconductoras están centradas sobre un eje común 47 y están separadas a lo largo del eje. Como se ha mostrado en las figs. 7 y 8, las bobinas están formadas por hilos 48 de 0,6 mm de diámetro superconductores a base de Nb₃Sn (que comprenden inicialmente un núcleo de niobio-estaño rodeado por una funda de cobre) desplegados en una geometría de conductor de cable en canal de Rutherford. Después seis hilos individuales son depositados en un canal de cobre 50, son calentados para provocar una reacción que forma la materia final (frágil) del arrollamiento. Después de que el material haya sido hecho reaccionar, los hilos conductores son soldados en el canal de cobre (dimensiones exteriores 3,02 × 1,96 mm y dimensiones interiores 2,05 × 1,27 mm) y cubiertos con aislamiento 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejido). El canal de cobre que contiene los hilos 53 es a continuación enrollado en una bobina que tiene una sección transversal rectangular de 6,0 cm por 15,25 cm, que tiene 30 capas y 47 vueltas por capa. La bobina enrollada es a continuación impregnada en vacío con un compuesto epoxi 54. Las bobinas acabadas son montadas sobre un carrete inverso 56 de acero inoxidable anular. Una manta térmica 55 es mantenida contra la cara interior del carrete y los arrollamientos para proteger el conjunto en el evento de un enfriamiento del imán. En una versión alternativa, la bobina superconductora puede estar formada de hilos a base de Nb₃Sn de 0,8 mm de diámetro. Estos hilos pueden ser desplegados en un cable de 4 hilos, tratado térmicamente para formar la matriz superconductora y soldado a un canal de cobre de dimensión exterior 3,19 por 2,57 mm. El cable integrado en el conductor de canal puede ser aislado con cinta de fibra de vidrio tejida superpuesta y a continuación 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 es a continuación impregnada en vacío con un compuesto epoxi. La bobina completa puede ser a continuación cubierta con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y a continuación contenida en una capa adicional de epoxi. La pre-compresión de la bobina puede ser proporcionada calentando el carrete inverso de acero inoxidable y ajustando las bobinas dentro del carrete inverso. El diámetro interior del carrete inverso es elegido de manera que cuando la masa completa es enfriada a 4 K, el carrete inverso permanece en contacto con la bobina y proporciona una cierta compresión. Calentar el carrete inverso de acero inoxidable aproximadamente a 50 grados C y ajustar las bobinas a la temperatura de la sala (20 grados C) puede conseguir esto.

La geometría de la bobina es mantenida montando las bobinas en un carrete rectangular 56 "inverso" e incorporando una vejiga 58 de acero inoxidable de pre-compresión entre cada bobina y una cara interior 57 del carrete para ejercer una fuerza restauradora 60 que trabaja contra la fuerza de distorsión producida cuando las bobinas son excitadas. La vejiga es pre-comprimida después de las que las bobinas y la manta térmica son ensambladas sobre el carrete, inyectando

epoxi en la vejiga y dejándola que endurezca. La fuerza de pre-compresión de la vejiga es ajustada para minimizar la tensión en la frágil matriz superconductora Nb3Sn a través de todas las fases de enfriamiento y excitación del imán.

Como se ha mostrado en la fig. 5, la posición de la bobina es mantenida con relación al yugo magnético y criostato utilizando un conjunto de correas de soporte de caliente a frío 402, 404, 406. Soportar la masa fría con correas delgadas reduce la fuga de calor impartida a la masa fría por el sistema de soporte rígido. Las correas están dispuestas para soportar la fuerza gravitatoria variable sobre la bobina cuando el imán gira a bordo del pórtico. Soportan los efectos combinados de gravedad y de gran fuerza de descentrado realizada por la bobina cuando es perturbada desde una posición perfectamente simétrica con relación al yugo magnético. Adicionalmente los enlaces actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas sobre la bobina cuando el pórtico acelera y desacelera cuando su posición es cambiada. Cada soporte de caliente a frío incluye enlaces de fibra de vidrio 3 S2. Dos enlaces 410, 412 están soportados a través de las espigas entre el yugo caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K) y un enlace 408 es soportado a través de la espiga de temperatura intermedia y de una espiga unida a la masa fría. Cada enlace es de 10,2 cm de largo (de centro de espiga a centro de espiga) y es de 20 mm de ancho. El grosor del enlace es de 1,59 mm. Cada espiga está hecha de acero inoxidable y es de 47,7 mm de diámetro.

Con referencia a la fig. 3, el perfil de intensidad de campo como una función del radio es determinado ampliamente por la elección de la geometría de bobina; las caras polares 44, 46 del material de yugo permeable pueden ser contorneadas para sintonizar finamente la forma del campo magnético para asegurar que el haz de partículas permanece enfocado durante la aceleración.

Las bobinas superconductoras son mantenidas a temperaturas cerca del cero absoluto (por ejemplo, aproximadamente a 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobina (las bobinas y el carrete) dentro de una cámara 70 criostática de aluminio anular o de acero inoxidable bajo vacío que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de la 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 un trayecto de flujo de retorno adicional para el campo magnético. La temperatura próxima al cero absoluto es conseguida y mantenida utilizando dos enfriadores criogénicos 72, 74 Gifford-McMahon que están dispuestos en diferentes posiciones sobre el conjunto de bobina. Cada enfriador criogénico tiene una extremidad fría 76 en contacto con el conjunto de bobina. Las cabezas 78 del enfriador criogénico son alimentadas con helio comprimido desde un compresor 80. Los dos enfriadores criogénicos 77, 79 Gifford-McMahon están dispuestos para enfriar cables conductores 81 de temperatura elevada (por ejemplo, 60-80 grados Kelvin) que suministran corriente a los arrollamientos superconductores.

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

Como se ha mostrado en las figs. 3 y 9, el sincrociclotrón incluye una fuente de iones 90 de una geometría de medidor de iones Penning ubicada cerca del centro geométrico 92 de la estructura magnética 82. La fuente de iones puede ser como se ha descrito más adelante.

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 entrega hidrógeno gaseoso. Los cables eléctricos 94 transportan 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 desde el tubo 194 para crear un suministro de iones positivos (protones) para aceleración por una placa 100 de radiofrecuencia semicircular (en forma de D) que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura magnética y una placa en D ficticia 102. En el caso de una fuente de iones interrumpida, todo (o una parte sustancial) del tubo que contiene plasma es retirado en la región de aceleración, permitiendo por ello que los iones sean acelerados más rápidamente en un campo magnético relativamente elevado.

Como se ha mostrado en la fig. 10, la placa en 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 al espacio 107 se extiende a través del yugo a una ubicación externa desde la cual una bomba de vacío 111 puede estar unida para evacuar el espacio 107 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío 119 en que tiene lugar la aceleración. La D ficticia 102 comprende un anillo metálico rectangular que está espaciado cerca del reborde expuesto de la placa en D. La D ficticia está conectada a tierra a la cámara de vacío y al yugo magnético. La placa en D 100 es accionada por una señal de radiofrecuencia que es aplicada en la extremidad de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 107. El campo eléctrico de radiofrecuencia está hecho para variar en el tiempo cuando el haz de partículas acelerado incrementa en distancia desde el centro geométrico. Ejemplos de generadoras de forma

de onda de radiofrecuencia que son útiles para este propósito están descritos en la solicitud de patente Norteamericana N° 11/187.633, titulada "Un Generador de Forma de Onda de Radiofrecuencia Programable para un Sincrociclotrón" presentada el 21 de julio de 2005, y en la solicitud provisional Norteamericana N° 60/590.089, titulada igual, presentada el de 21 julio de 2004.

- 5 Para el haz que sale desde la fuente de iones centralmente situada para limpiar la estructura de la fuente de iones cuando comienza a girar en espiral hacia afuera, se requiere una gran diferencia de tensión a través de las placas de radiofrecuencia. Se aplican 20.000 V a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones pueden aplicarse desde 8000 a 20.000 V a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la energía requerida para activar esta gran tensión, la estructura magnética está dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radio frecuencia y tierra.
- 10 Esto se consigue formando agujeros con suficiente holgura a partir de las estructuras de radiofrecuencia a través del yugo exterior y el alojamiento del criostato y previendo suficiente espacio entre las caras polares magnéticas.

- El potencial alternativo de alta tensión que activa la placa en D tiene una frecuencia que es barrida hacia abajo durante el ciclo de aceleración para tener en cuenta la masa relativista creciente de los protones y el campo magnético decreciente. La D ficticia no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que está a potencial de tierra junto con las paredes de la
- 15 cámara de vacío. Podrían utilizarse otras disposiciones de placa tales como más de un par de electrodos de aceleración accionados con diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura RF puede ser sintonizada para mantener la Q elevada durante el barrido de frecuencia requerido utilizando, por ejemplo, un condensador giratorio que tiene álabes giratorios y estacionarios que engranan entre ellas. Durante cada engrane de los álabes, la capacitancia aumenta, bajando así la frecuencia resonante de la estructura RF. Los álabes pueden estar
- 20 formados para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Un motor de accionamiento para el condensador giratorio puede ser bloqueado en fase al generador de RF para control preciso. Un grupo de partículas es acelerado durante cada engrane de los álabes del condensador giratorio.

- La cámara de vacío 119 en la que ocurre 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 las placas RF y la fuente de iones y es evacuada por la
- 25 bomba de vacío 111. Mantener un vacío elevado asegura que los iones de aceleración no son perdidos por colisiones, moléculas de gas y permite que la tensión de RF sea mantenida a un nivel más elevado sin formación de arco a tierra.

- Los protones atraviesan un trayecto generalmente en espiral que comienza en la fuente de iones. A la mitad de cada bucle del trayecto en espiral, los protones ganan energía cuando pasan a través del campo eléctrico RF en el espacio
- 30 107. Cuando los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su trayecto en espiral es más grande que el bucle anterior hasta que el radio del bucle alcanza el radio máximo de la cara polar. En esa ubicación una perturbación de campo magnético y eléctrico dirige iones a un área donde el campo magnético disminuye rápidamente, y los iones salen del área del campo magnético elevado y son dirigidos a través de un tubo 38 en el que se ha hecho el vacío para salir del yugo del ciclotrón. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse cuando entren en el área de campo magnético marcadamente disminuido que existe en la sala alrededor del ciclotrón. Los
- 35 elementos en forma de haz 107, 109 en el canal de extracción 38 vuelven a dirigir los iones de manera que se quedan en una haz recto de magnitud espacial limitada.

El campo magnético dentro del espacio o intersticio polar necesita tener ciertas propiedades para mantener el haz dentro de la cámara evacuada cuando acelera. El índice n del campo magnético, que está mostrado a continuación,

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

- 40 debería ser mantenido positivo para mantener esta focalización débil. Aquí r es el radio del haz y B es el campo magnético. Adicionalmente el índice del campo necesita ser mantenido por debajo de 0,2, debido a que en este valor la periodicidad de oscilaciones radiales y oscilaciones verticales del haz coincide en una resonancia $v_r = 2 v_z$. Las frecuencias del betatrón son definidas por $v_r = (1-n)^{1/2}$ y $v_z = n^{1/2}$. La cara polar ferromagnética está diseñada para formar el campo magnético generado por las bobinas de manera que el índice n de campo es mantenido positivo y menor de
- 45 0,2 en el menos diámetro consistente con un haz de 250 MeV en el campo magnético dado.

- Cuando el haz sale del canal de aspiración es hecho pasar a través de un sistema 125 de formación de haz (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 de haz útil para ese propósito están descritos en la solicitud de patente Norteamericana N° 10/949.734, titulada "un Dispersor de Partículas Programable para Formación de Haz de
- 50 Terapia de Radiación", presentado el 24 de Septiembre de 2004, y la solicitud provisional Norteamericana N° 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005.

El sistema 125 de formación de haz puede ser utilizado en unión con un pórtico interior 601, que está descrito más adelante, para dirigir un haz al paciente.

- 55 Durante la operación, las placas absorben energía procedente del campo de frecuencia de radio aplicado como resultado de la resistencia conductora a lo largo de las superficies de las placas. Esta energía aparece en forma de calor y es eliminada de las placas utilizando tuberías 108 de refrigeración de agua que libera el calor en un intercambiador de calor

113 (fig. 3).

Los campos magnéticos desviados que salen desde el ciclotrón están limitados tanto por el yugo magnético en forma de bunker (que sirve también como una protección o blindaje) como una protección magnética separada 114. La protección magnética separada incluye una capa 117 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra el yugo del búnker, separado por un espacio 116. Esta configuración que incluye un sándwich de un yugo, un espacio, y una protección consigue una protección adecuada para un campo magnético de fuga dado a menor peso.

Como se ha mencionado, el pórtico permite que el sincrociclotrón sea girado alrededor del eje rotacional 532 horizontal. La estructura de armazón 516 tiene dos extensiones generalmente paralelas 580, 582. El sincrociclotrón es acunado entre las extensiones a medio camino entre las patas. El pórtico es balanceado para la rotación alrededor de los soportes utilizando contrapesos 122, 124 montados sobre las extremidades de las patas opuestas al armazón.

El pórtico es accionado para girar por un motor eléctrico montado en una de las patas del pórtico y conectado a los alojamientos de soporte por engranajes de accionamiento y correas o cadenas. La posición rotacional del pórtico es derivada a partir de las señales previstas por codificadores del ángulo del eje incorporados a los motores de accionamiento del pórtico y a los engranajes de accionamiento.

En la ubicación en que el haz de iones sale del ciclotrón, el sistema 125 de formación de haz actúa sobre el haz de iones para proporcionarle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede ser dispersado y su profundidad de penetración variada para proporcionar radiación uniforme a través de un volumen de objetivo dado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de dispersión pasivos así como elementos de exploración activos.

Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (las bobinas superconductoras accionadas por corriente, las placas accionadas por RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de enfriamiento de bobina superconductora, la fuente de iones accionada por corriente, la fuente de gas de hidrógeno, los enfriadores de placa RF, por ejemplo), son controlados por electrónica de control del sincrociclotrón apropiados (no mostrados), que pueden incluir, por ejemplo, un ordenador programado con programas apropiados para efectuar el control.

El control del pórtico, el soporte del paciente, los elementos para la conformación de haz activo, y el sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia son conseguidos por electrónica de control de terapia apropiada (no mostrados).

Como se ha mostrado en las figs. 1, 11 y 12, los soportes del pórtico están soportados por las paredes de una bóveda 524 del ciclotrón. El pórtico permite que el ciclotrón sea hecho oscilar a través de un rango 520 de 180 grados (o más) que incluye posiciones anteriores, al lado de, y por debajo del paciente. La bóveda es lo bastante alta para liberar el pórtico en los extremos superior e inferior de su movimiento. Un laberinto 146 acotado por 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 con el haz de protones directamente desde el ciclotrón, puede ser hecha relativamente delgada y realizar aún su función de protección. Las otras tres paredes laterales 154, 156, 150/148 de la sala, que pueden necesitar ser protegidas más fuertemente, pueden ser enterradas dentro de una colina de tierra (no mostrada). El grosor requerido de las paredes 154, 156, y 158 puede ser reducido, debido a que la tierra puede en sí misma proporcionar algo de la protección necesaria.

Con referencia a las figs. 12 y 13, por razones de seguridad y estética, una sala de terapia 160 puede ser construida dentro de la bóveda. La sala de terapia esta en voladizo con respecto a las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la sala de contención al espacio entre las patas del pórtico de tal manera que libera el pórtico de balanceo y maximiza también la extensión del espacio de suelo 164 de la sala de terapia. Las tareas de mantenimiento periódico del acelerador pueden ser realizadas en el espacio existente por debajo del suelo elevado. Cuando el acelerador es hecho girar a la posición baja en el pórtico, es posible el acceso completo al acelerador en un espacio separado del área de tratamiento. Las fuentes de corriente, el equipamiento de enfriamiento, las bombas de vacío y otros equipos de soporte pueden ser situados bajo el suelo elevado en este espacio separado.

Dentro de la sala de tratamiento, el soporte 170 del paciente puede ser montado en una variedad de modos que permiten que el soporte sea subido y bajado y que el paciente sea hecho girar y movido a una variedad de posiciones y orientaciones

En el sistema 602 de la fig. 14, un acelerador de partículas productor de haz, en este caso el sincrociclotrón 604, el montado sobre el pórtico giratorio 605. El pórtico giratorio 605 es del tipo descrito aquí, y puede girar de forma angular alrededor del soporte del paciente 606. Esta característica habilita al sincrociclotrón 604 para proporcionar un haz de partículas directamente al paciente desde distintos ángulos. Por ejemplo, como en la fig. 14, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte del paciente 606, el haz de partículas puede ser dirigido hacia abajo hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte del 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 que no se requiere un mecanismo de encaminamiento del haz intermedio. Un mecanismo de encaminamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de conformación o dimensionamiento en que un mecanismo de conformación o dimensionamiento no vuelve a encaminar el haz, sino más bien los tamaños y/o formas del haz al tiempo que mantiene la misma trayectoria general del haz.

Con referencia también a la fig. 15, un pórtico interior 601 puede estar incluido en el sistema 602. En este ejemplo, el pórtico interior 601 es aproximadamente en forma de C, como se ha mostrado. 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 relación al soporte del 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 sitio dentro, por ejemplo, un semicírculo alrededor del paciente, por ejemplo en cualquier lugar por encima, junto a, o por debajo del paciente 607. El aplicador 610 puede alterar el haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón 604. Más específicamente, como se ha mostrado en la fig. 16, el haz de partículas 611 proporcionado por el sistema de conformación de haz del sincrociclotrón 604 puede hacer divergir el haz de partículas que se obtiene desde la salida del sincrociclotrón 604. El aplicador 610 puede recibir el haz de partículas procedente de la salida del sincrociclotrón 604 y alterar las características del haz de partículas. Por ejemplo, el aplicador 610 puede incluir una abertura y/u otros mecanismos de focalización del haz para colimar sustancialmente el haz de partículas. Como resultado, el haz de partículas puede ser aplicado más precisamente 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 específicas. A este respecto, el aplicador 610 no está limitado a colimar el haz de partículas. Por ejemplo, el aplicador 610 puede reducir el tamaño del haz de partículas mientras que colima también el haz. El aplicador puede ser un colimador de múltiples hojas para dimensionar y/o conformar el haz de partículas. El aplicador 610 puede también simplemente permitir que las partículas pasen sin alteración. El aplicador 610 puede ser controlado por ordenador para afectar al tamaño y/o la forma del haz, según se desee.

El aplicador 610 y el sincrociclotrón 604 pueden moverse con relación al soporte del paciente 606 (y así al 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 donde el pórtico 605 es hecho girar de tal manera que el sincrociclotrón 604 está en una bóveda por debajo del soporte del paciente 606. En la fig. 17, el sincrociclotrón 604 está por debajo del suelo 612 de la sala de tratamiento, cuyo suelo puede 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 alinee a la salida del sincrociclotrón 604. Debido a que el sincrociclotrón 604 no está mostrado 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 tapa 614 del pórtico interior 601 y un agujero correspondiente en el suelo (no mostrado) y es después de eso recibido por el aplicador 610. El aplicador 610 realiza cualquier alteración sobre el haz de partículas, y pasa el haz de partículas al paciente 607.

El pórtico 605 (y así el sincrociclotrón 604) es giratorio con relación al paciente en las direcciones de la flecha 615. El aplicador 610 es móvil a lo largo del pórtico interior 601 en las direcciones de la flecha 616. La fig. 15 muestra las ubicaciones del sincrociclotrón 604 y del 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 del paciente 606 (y así sobre el 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, altera el haz de partículas (por ejemplo, lo colima), y pasa el haz de partículas resultante al paciente.

El soporte del paciente 606 es móvil con relación al pórtico interior 601, permitiendo por ello que el paciente sea movido de tal manera que una parte superior 621 del pórtico interior 601 esté por encima del paciente, y de tal manera que una parte inferior 622 del pórtico interior 601 esté por debajo del paciente. El movimiento del soporte del paciente 606, junto con el movimiento del pórtico 605 y el aplicador 610, permite la localización relativamente precisa de tumores y/u otras áreas de tratamiento sobre el paciente.

La fig. 18 muestra un ejemplo de construcción del pórtico interior 601. En este ejemplo, el pórtico interior incluye una construcción soldada estructural 617, un carril 618 de soporte lineal de precisión (por ejemplo, un carril THK), una tapa 614, y el aplicador 610 que incluye un accionamiento de extensión 619, y un accionamiento theta 620. El pórtico interior 601 puede incluir características además de las mostradas, sustituciones para las características que se han mostrado, o ambas.

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

La construcción soldada estructural 617 incluye uno o más carriles de soporte 618. El número de carriles que puede ser utilizado depende de la conexión requerida para el aplicador 610. El aplicador 610 se mueve a lo largo del carril de soporte 618 entre una parte superior 621 de la construcción soldada estructural 617 y una parte inferior 622 de la construcción soldada estructural 617. El movimiento puede ser continuo o en incrementos discretos y puede ser detenido en cualquier punto a lo largo del carril de soporte 618 con el fin de obtener una posición deseada del aplicador 610 con relación a la posición del paciente.

La tapa 614 cubre lo que de otro modo sería un agujero abierto en el área situada por debajo del suelo 612 (véase la fig. 17). El agujero y la tapa permiten que un haz de partículas pase desde el sincrociclotrón al aplicador. La tapa 614, sin embargo, impide que objetos y/u otro material caigan a través de ese agujero y posiblemente dañen el equipo sensible, tal como el sincrociclotrón. La tapa 614 puede ayudar, o controlar, el movimiento del aplicador 610 a lo largo del carril de soporte 618. Es decir, la tapa 614 puede rodar a lo largo de un trayecto entre la parte superior 621 y la parte inferior 622 de la soldadura estructura 617. La tapa 614 puede enrollarse en sus extremidades 624 y/o 625, como se ha mostrado en la fig. 18.

El aplicador 610 incluye el accionamiento de extensión 619 y el accionamiento theta 620. El accionamiento de extensión 619 mueve la abertura 625 hacia el paciente y lejos de él, 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 también alterada, por ejemplo, entre una forma circular, una forma ovalada, una forma poligonal, etc. El accionamiento Theta 620 mueve el aplicador 610 a lo largo del carril 618 entre la parte superior 621 y la parte inferior 622 de la construcción soldada estructural 617. La tapa 614 puede desplazarse junto con el aplicador 610.

La totalidad o parte del accionamiento de extensión 619 y del accionamiento theta 620 puede ser controlada por ordenador. Por ejemplo, el accionamiento de extensión 619 y/o el accionamiento theta 620 pueden ser controladas por el mismo hardware y/o software que es utilizado para controlar el pórtico 605.

El sistema 602 no está limitado a ser utilizado con el pórtico interior 601. Puede ser utilizado cualquier otro mecanismo 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 fig. 19, un brazo robótico 626 puede ser utilizado para posicionar una abertura 625 entre el sincrociclotrón 604 y el paciente. El brazo robótico puede mover la abertura en tres dimensiones (por ejemplo, en coordenadas cartesianas XYZ) con relación al paciente. El brazo robótico puede ser controlado por el mismo hardware y/o software que es utilizado para controlar el pórtico 605. De manera adicional, la propia abertura puede ser controlada de manera que se modifique su tamaño y/o forma. Como se ha descrito antes, el tamaño de la abertura puede ser aumentado o disminuido. La forma de la abertura puede ser alterada también, por ejemplo, entre una forma circular, una forma ovalada, una forma poligonal, etc.

Una abertura, tal como las descritas antes, puede ser posicionada y/o controlada manualmente. Por ejemplo, un portador (no mostrado) puede ser utilizado para contener la abertura. La abertura puede ser dimensionada y/o conformada y colocada sobre el portador. Tanto el portador como la abertura pueden ser posicionados con relación al paciente y en la 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 dispositivo utilizado para contener la abertura pueden ser montados en el propio sincrociclotrón.

El pórtico interior es ventajoso porque reduce la precisión con la que el pórtico exterior debe girar. Por ejemplo, el pórtico interior permite posicionamientos de haz sub-milimétricos. Debido a la precisión adicional añadida por el pórtico interior, el pórtico exterior no necesita proporcionar una precisión sub-milimétrica, sino que en su lugar su precisión puede ser de un milímetro o mayor. El pórtico exterior no necesita tampoco ser tan grande como se requeriría de otro modo con el fin de obtener niveles elevados de precisión.

Se puede encontrar información adicional concerniente al diseño del acelerador de partículas descrito aquí en la Solicitud Provisional Norteamericana N° 60/760.788, titulada "Sincrociclotrón Superconductor de Campo Elevado" presentada el 20 de enero de 2006; en la Solicitud de Patente Norteamericana N° 11/463.402, titulada "Estructura Magnética para Aceleración de Partículas" y presentada el 9 de agosto de 2006; y en la Solicitud Provisional Norteamericana N° 60/850.565, titulada "Acoplador Térmico Neumático de Ruptura de Vacío Criogénico" y presentada el 10 de octubre de 2006.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema que comprende:
un soporte de paciente (606) para sostener a un paciente, estando el soporte del paciente por encima de un suelo (612);
un acelerador de partículas (604);
- 5 un pórtico exterior (605) que es móvil alrededor del soporte del paciente (606), estando montado el acelerador de partículas (604) sobre el pórtico exterior (605) y estando configurado para emitir un haz de protones o iones, siendo móvil el pórtico exterior (605) de manera que el acelerador de partículas esté por debajo del suelo (612); y un pórtico interior (601) que comprende una construcción soldada estructural (617) que comprende un carril de soporte (618),
comprendiendo el pórtico interior (601) un aplicador (610) montado en el carril (618), comprendiendo el aplicador una
10 abertura (625) para dirigir el haz de protones o iones hacia un objetivo en el paciente,
estando configurado el pórtico interior (601) para mover el aplicador (610) a lo largo del carril (618) a través de un rango de posiciones alrededor del paciente de modo que posicione el haz de protones o iones con una precisión sub-milimétrica, y
- 15 comprendiendo el pórtico interior (601) una tapa (614) configurada para rodar a lo largo del trayecto entre una parte superior (621) de la construcción soldada estructural (617) y una parte inferior (622) de la construcción soldada estructural (617), cubriendo la cubierta (614) un agujero en el suelo situado por encima del acelerador de partículas (604).
2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el aplicador (610) está configurado para mover la abertura (625) hacia el paciente o lejos de él.
- 20 3. El sistema de la reivindicación 1, en el que el pórtico interior (601) está configurado para mover el aplicador (610) a lo largo del carril (618) de una manera continua.
4. El sistema de la reivindicación 1, en el que el pórtico interior (601) está configurado para mover el aplicador (610) a lo largo del carril (618) en movimientos discretos.
5. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además:
- 25 un dispositivo de tratamiento programado para controlar el movimiento del pórtico exterior (605) y del pórtico interior (601).
6. El sistema de la reivindicación 5, en el que el dispositivo de tratamiento está configurado para controlar el movimiento del pórtico exterior (605) y del pórtico interior (601) para alinear sustancialmente el haz de protones o iones con la abertura (625).
- 30 7. El sistema de la reivindicación 1, en el que la abertura (625) está configurada para colimar sustancialmente el haz de protones o iones.
8. El sistema de la reivindicación 1, en el que el soporte del paciente (606) es móvil con relación al pórtico interior (601) y al pórtico exterior (605).
9. El sistema de la reivindicación 1, en el que el aplicador (610) comprende:
- 35 un accionamiento de extensión (619) para mover la abertura (625) hacia un paciente o lejos de él sobre el soporte de paciente (606); y
un accionamiento theta (620) para mover el aplicador (610) a lo largo de diferentes posiciones del carril (618).
10. El sistema de la reivindicación 9, en el que la abertura (625) está configurada para cambiar una forma en sección transversal del haz de partículas.
- 40 11. El sistema de la reivindicación 1, en el que el aplicador (610) comprende un colimador de múltiples hojas configurado para dimensionar y/o conformar el haz de partículas o para permitir que el haz de partículas pase sin alteración.

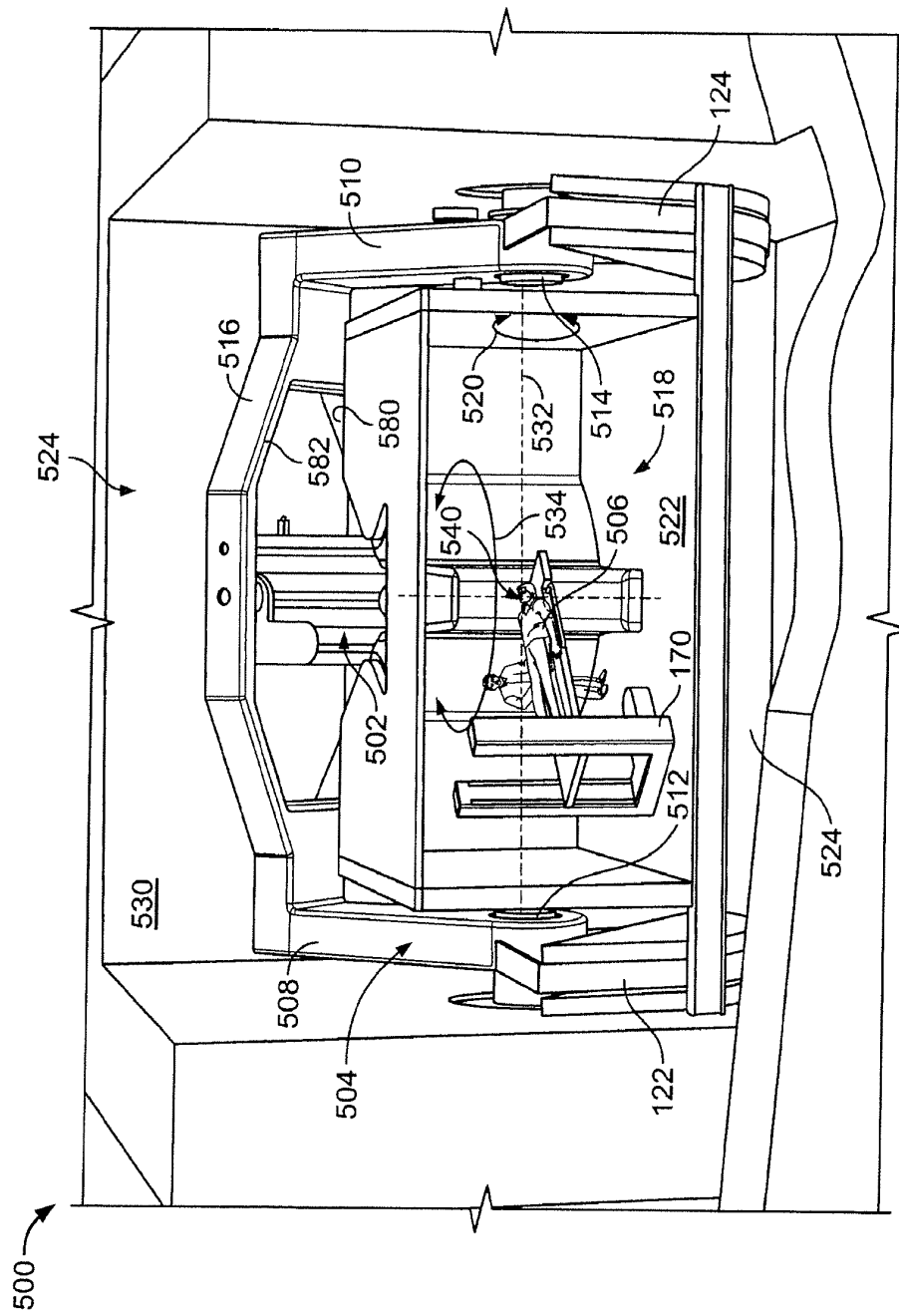


FIG. 1

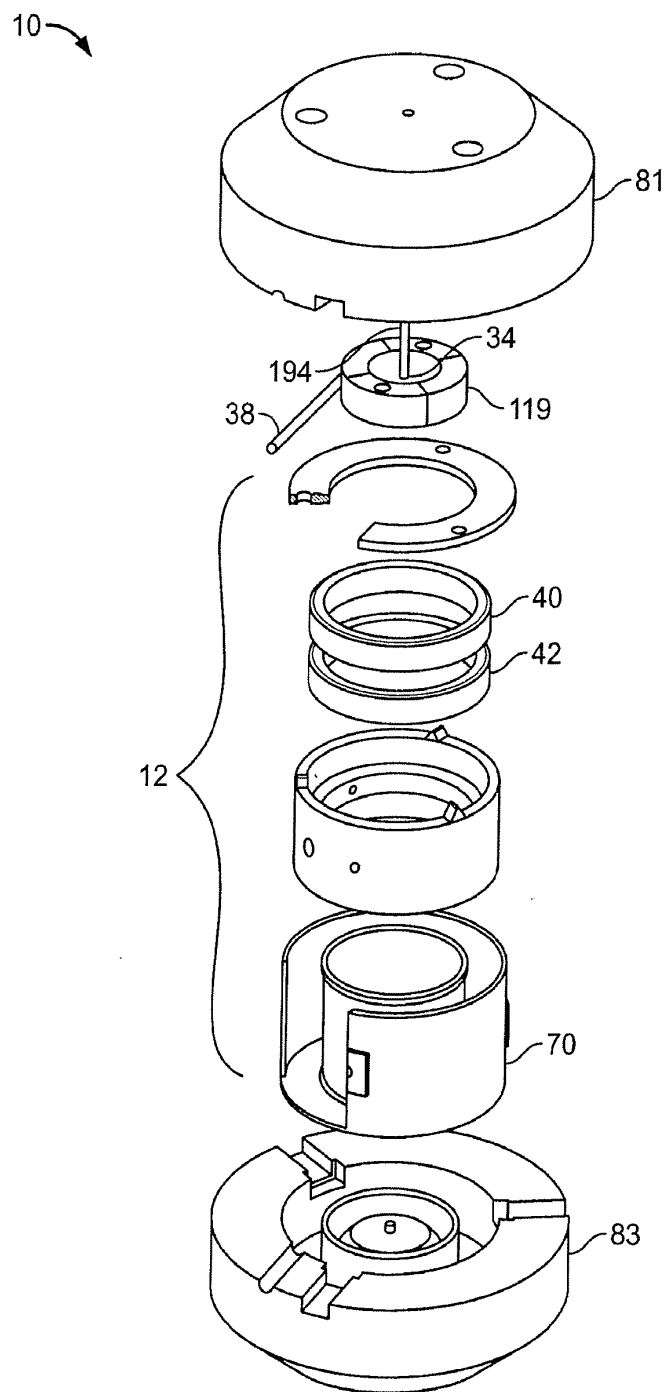


FIG. 2

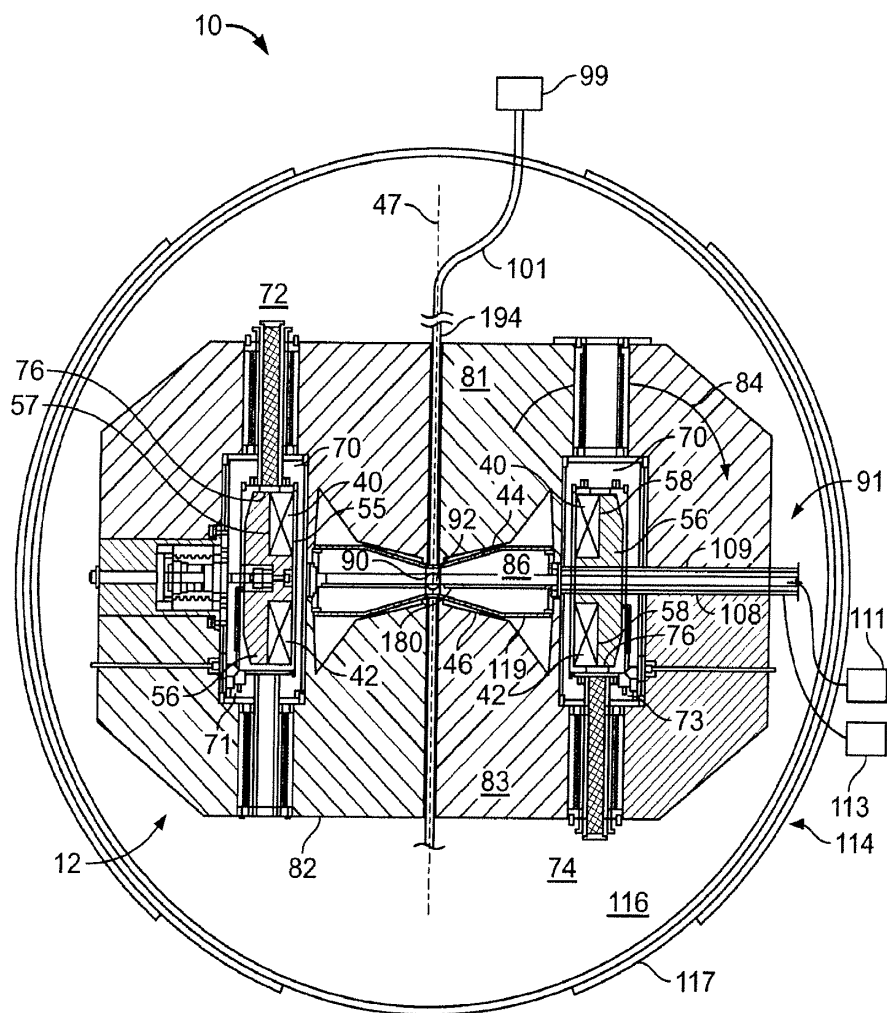


FIG. 3

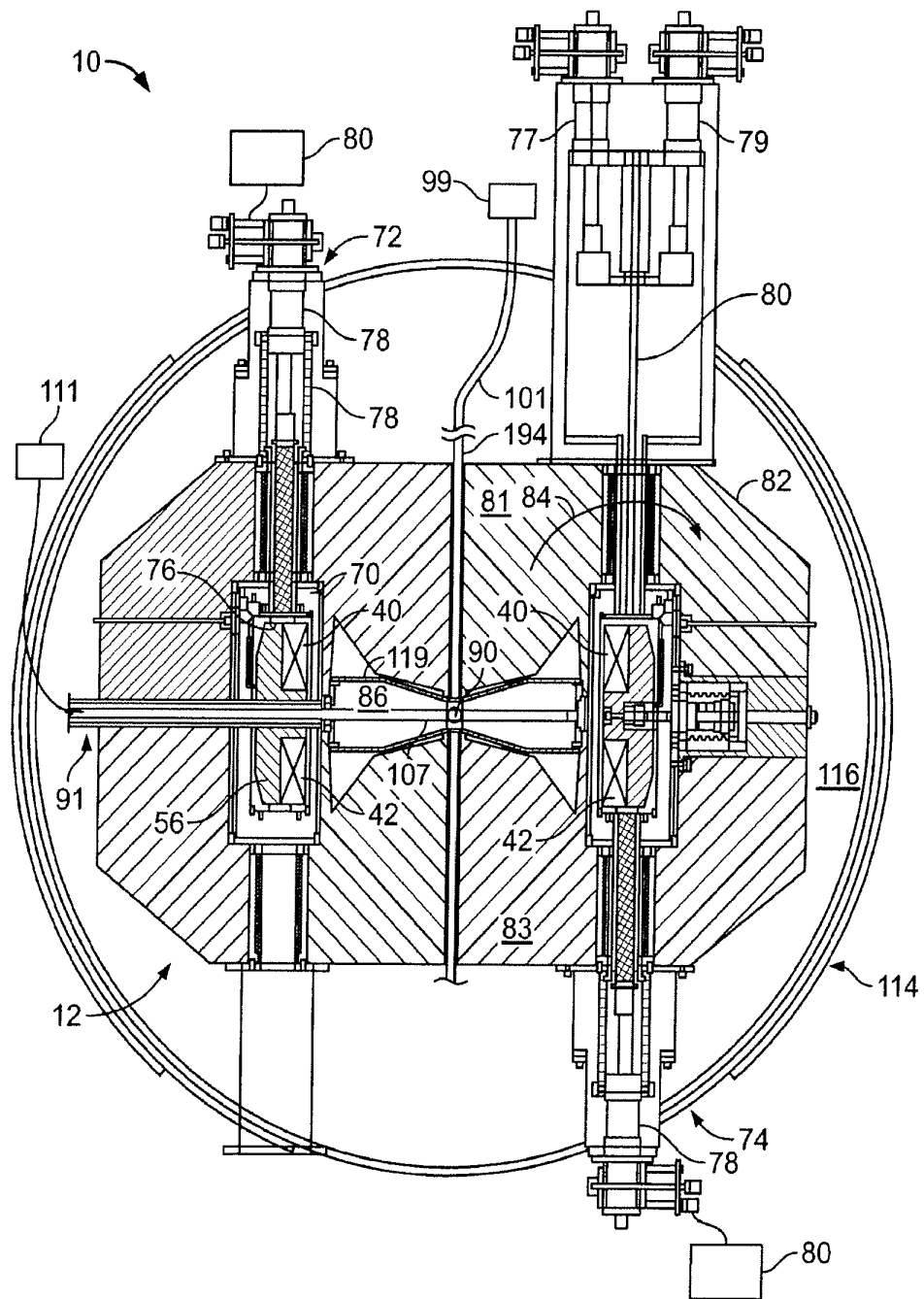


FIG. 4

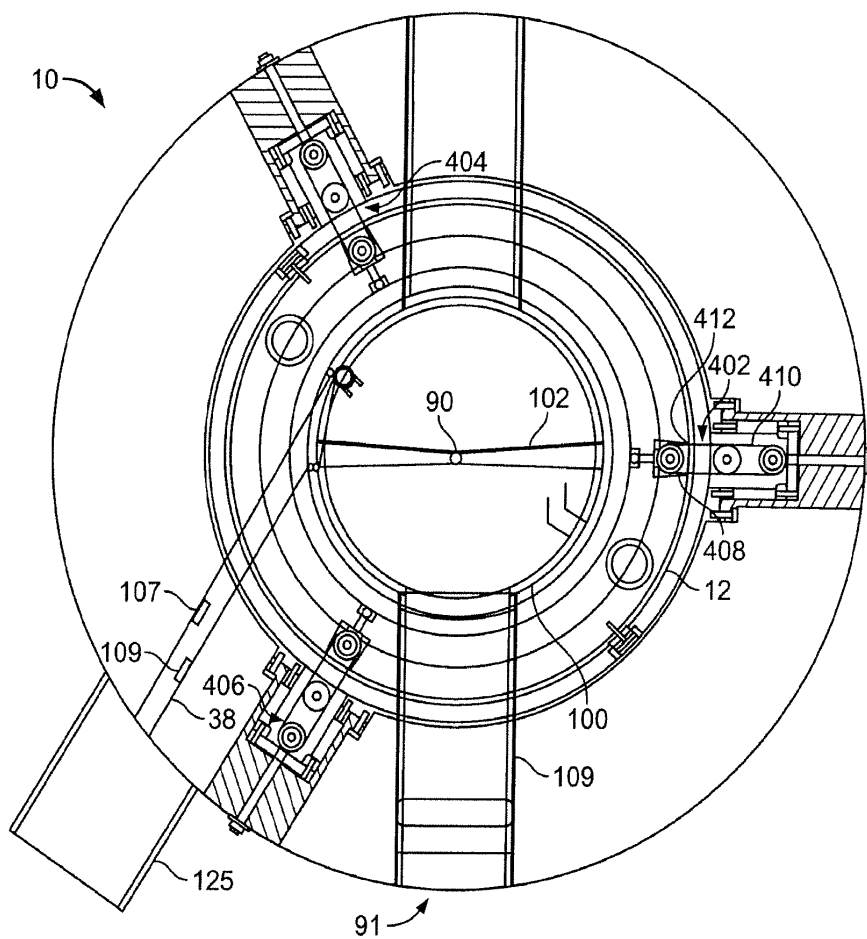


FIG. 5

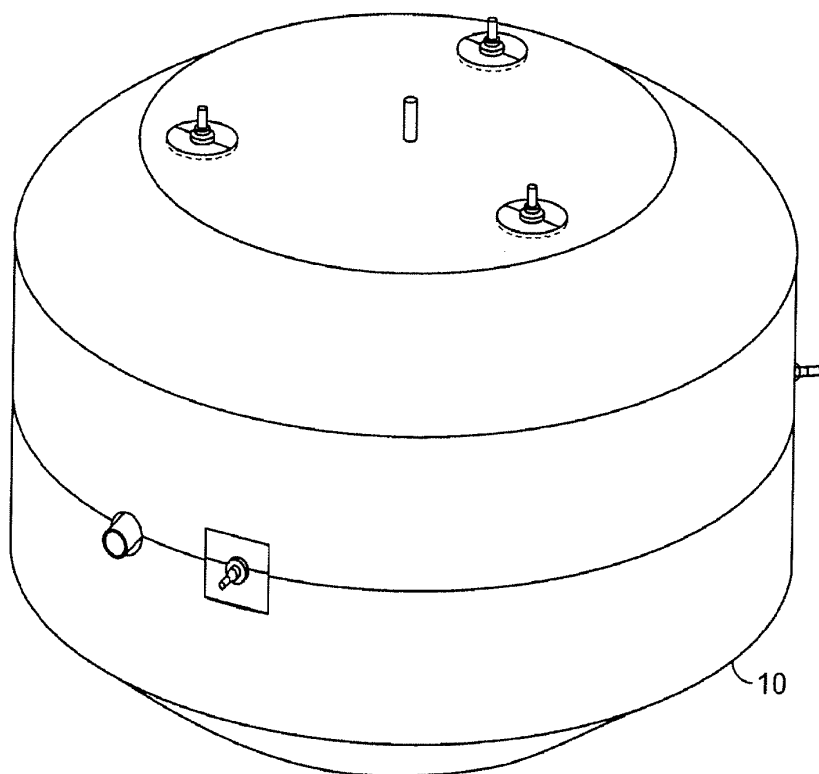


FIG. 6

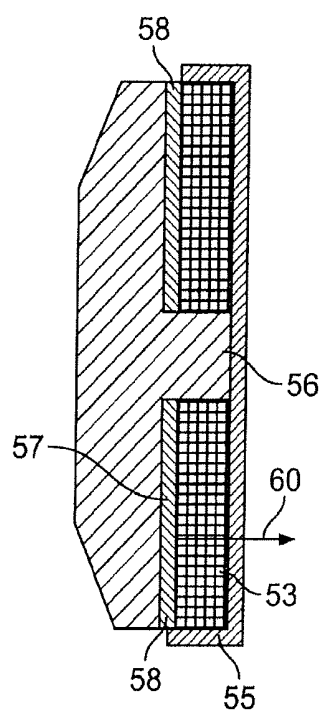


FIG. 7

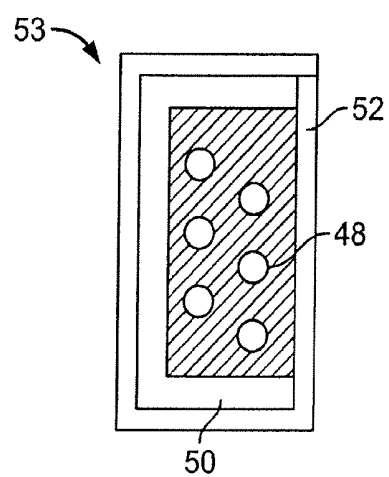


FIG. 8

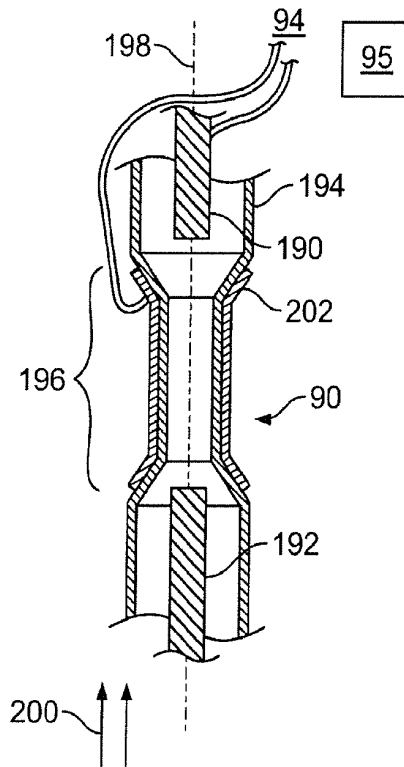


FIG. 9

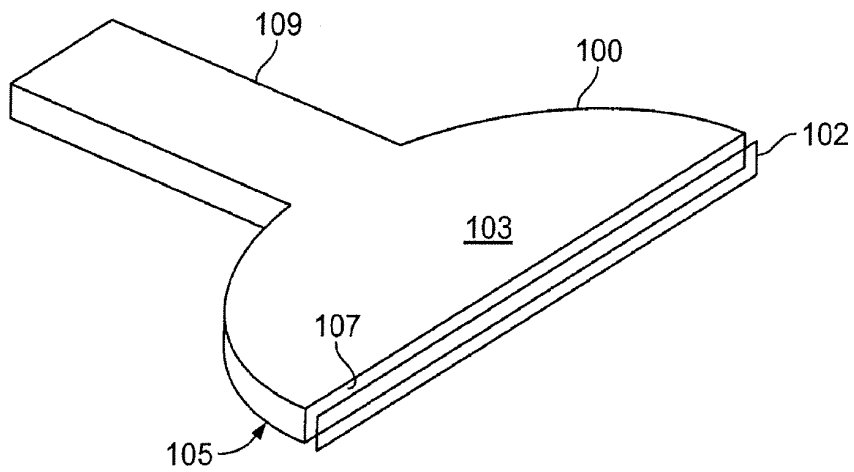


FIG. 10

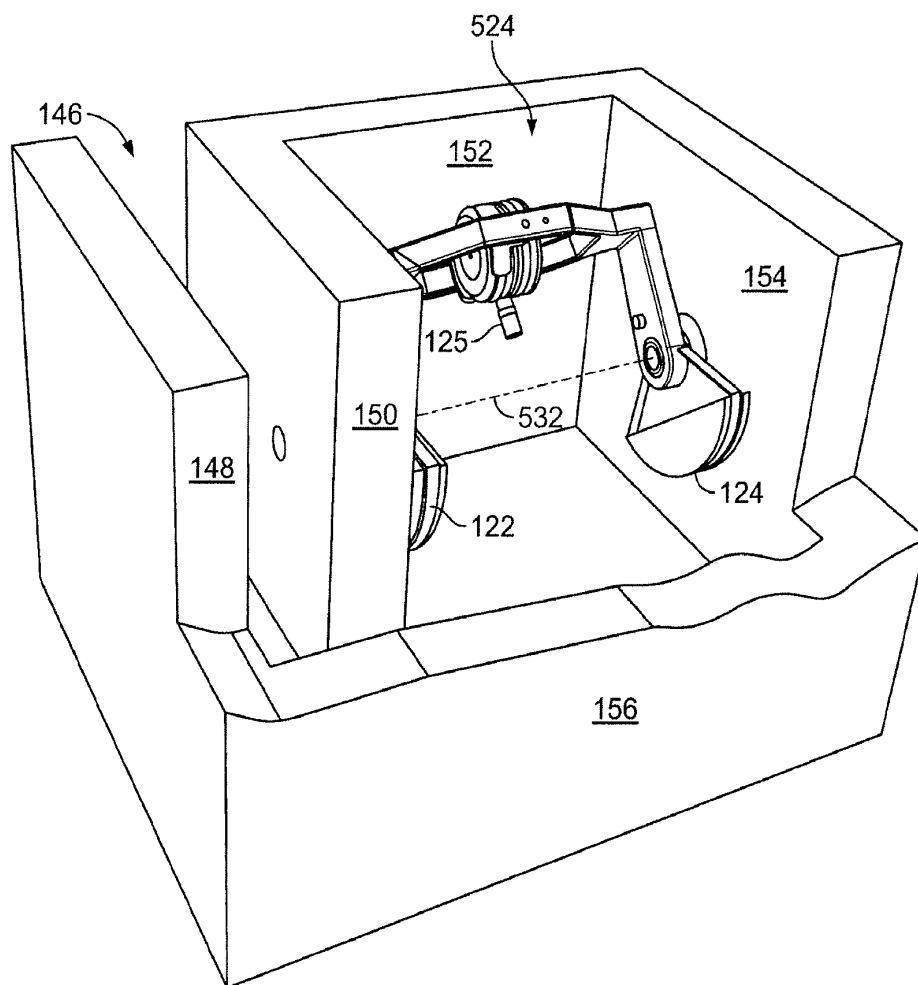
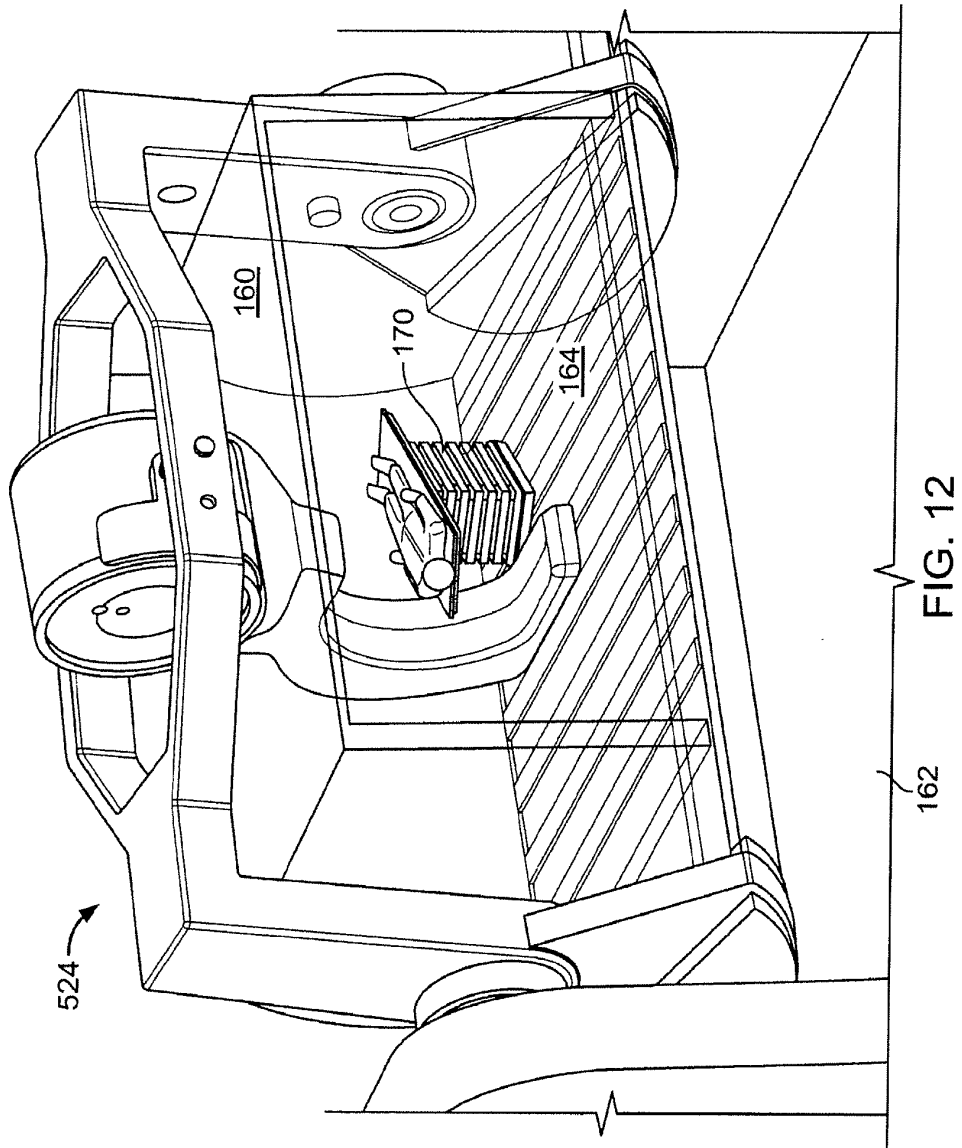


FIG. 11



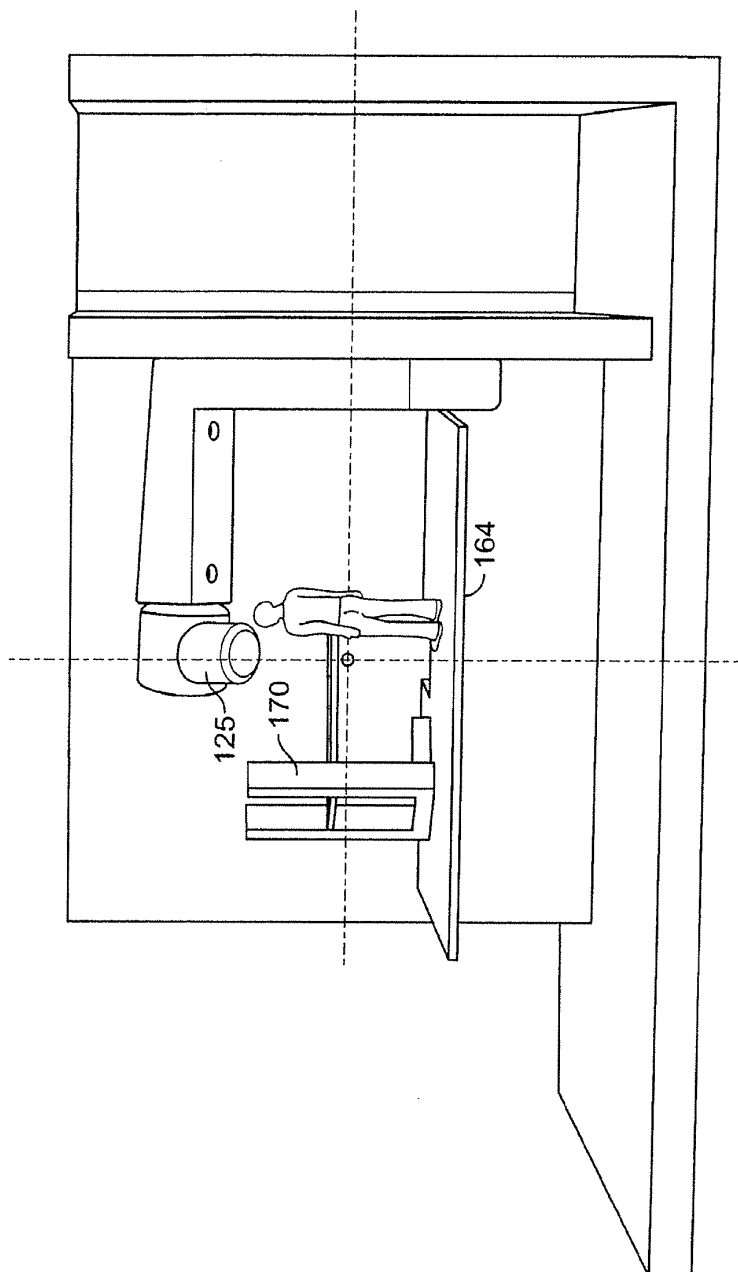
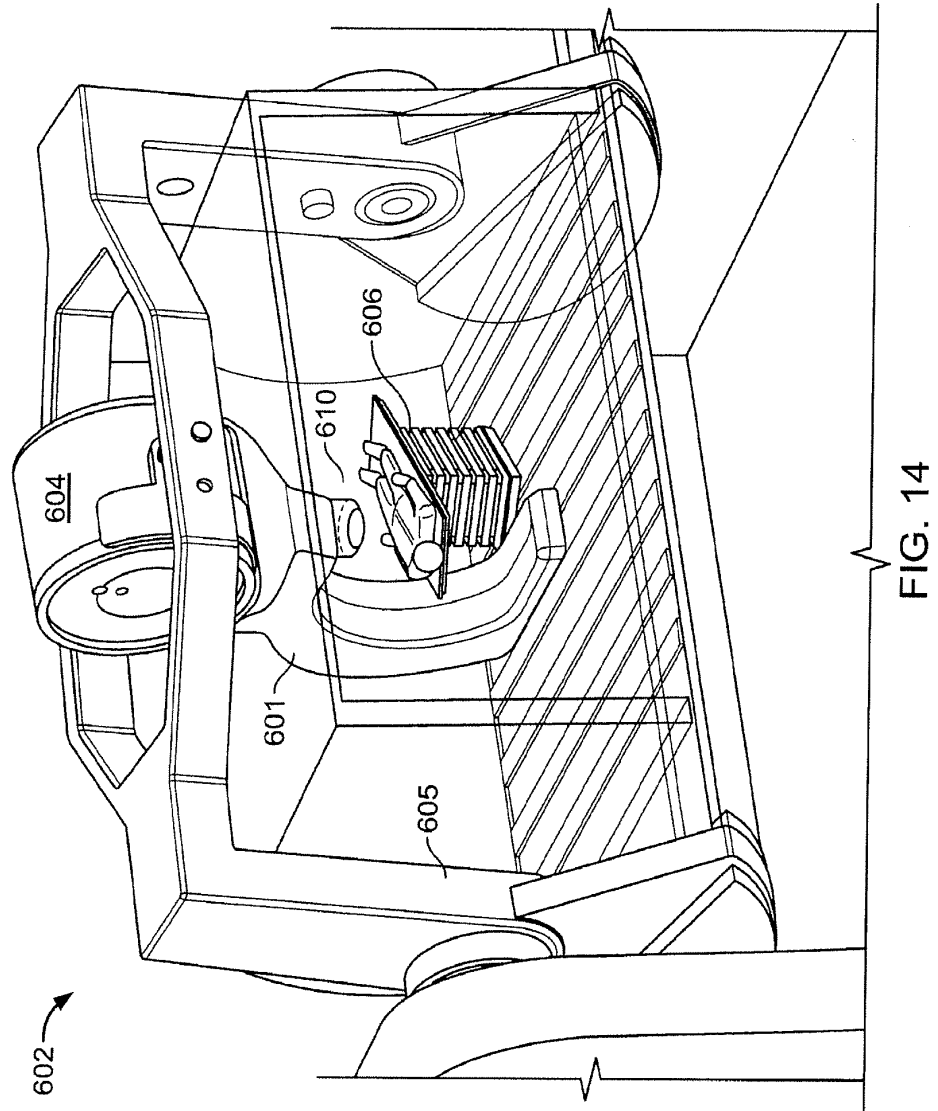


FIG. 13



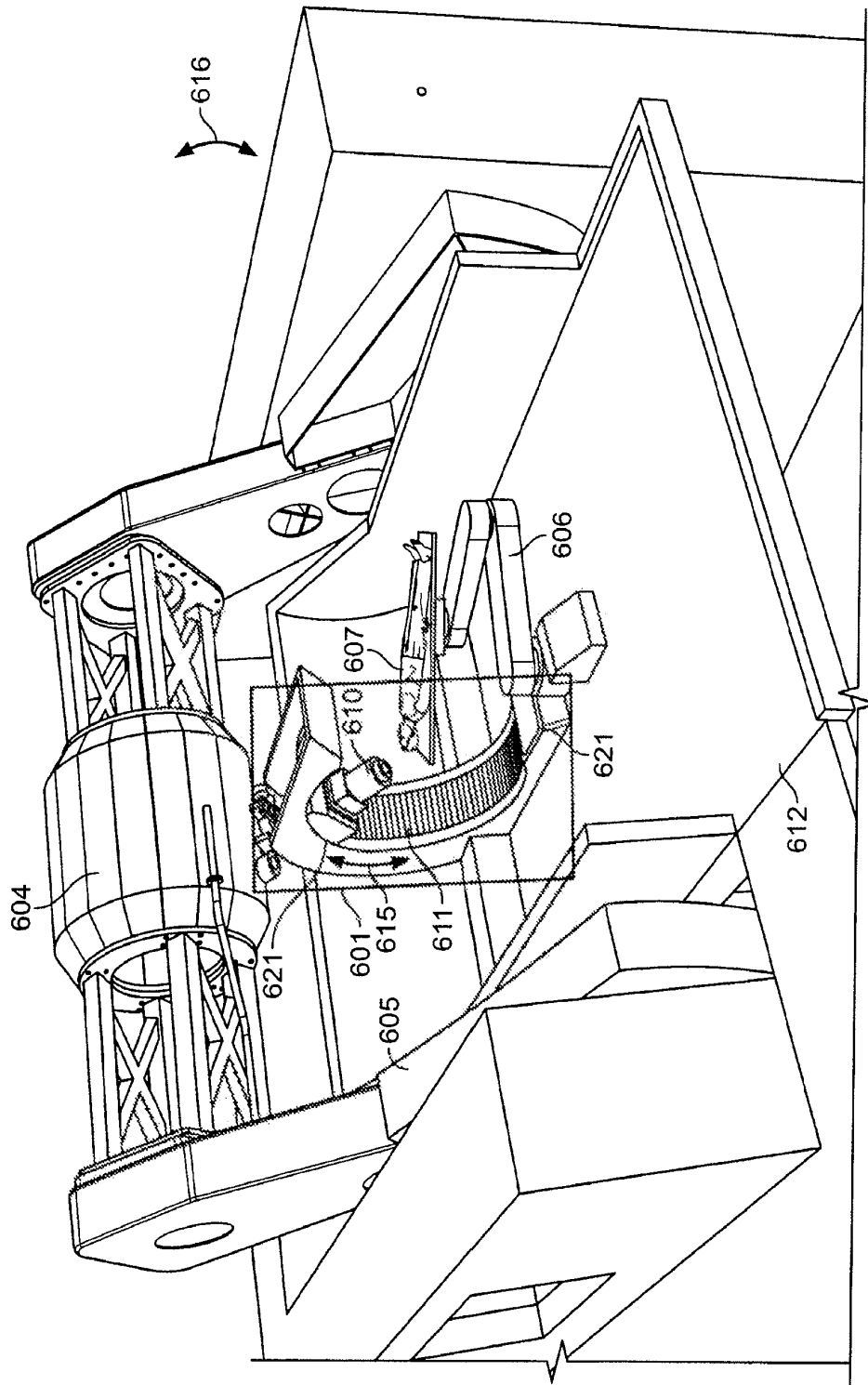


FIG. 15

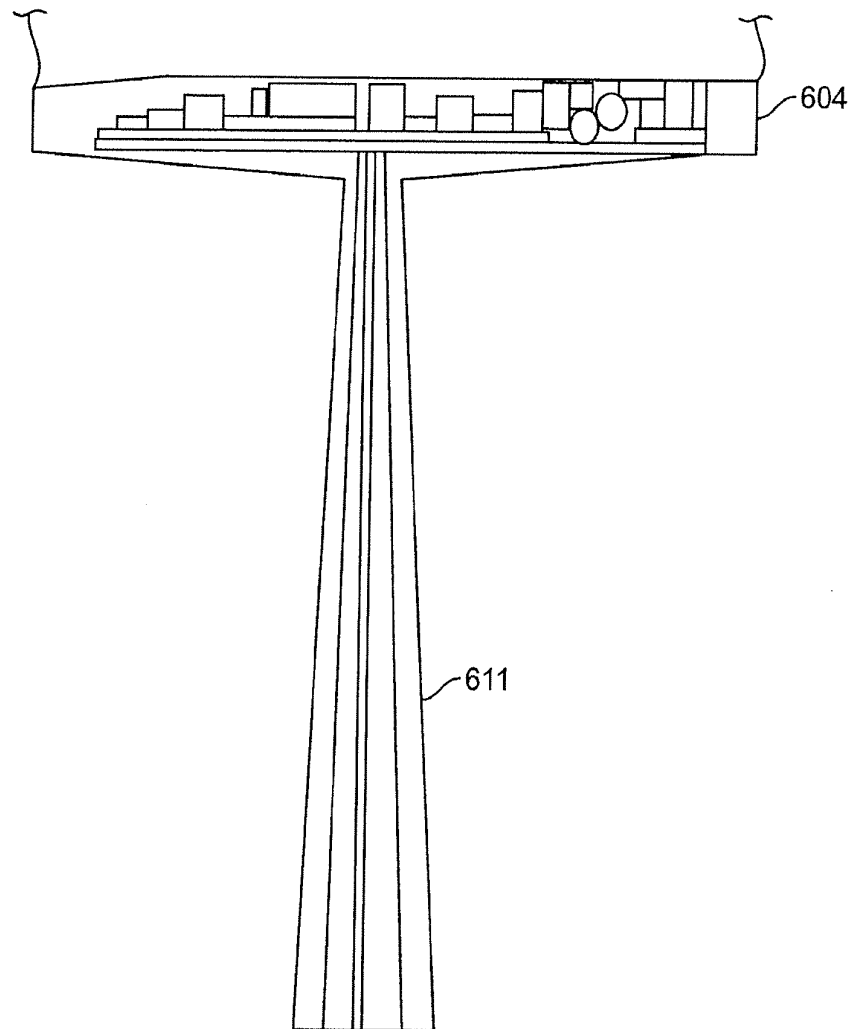


FIG. 16

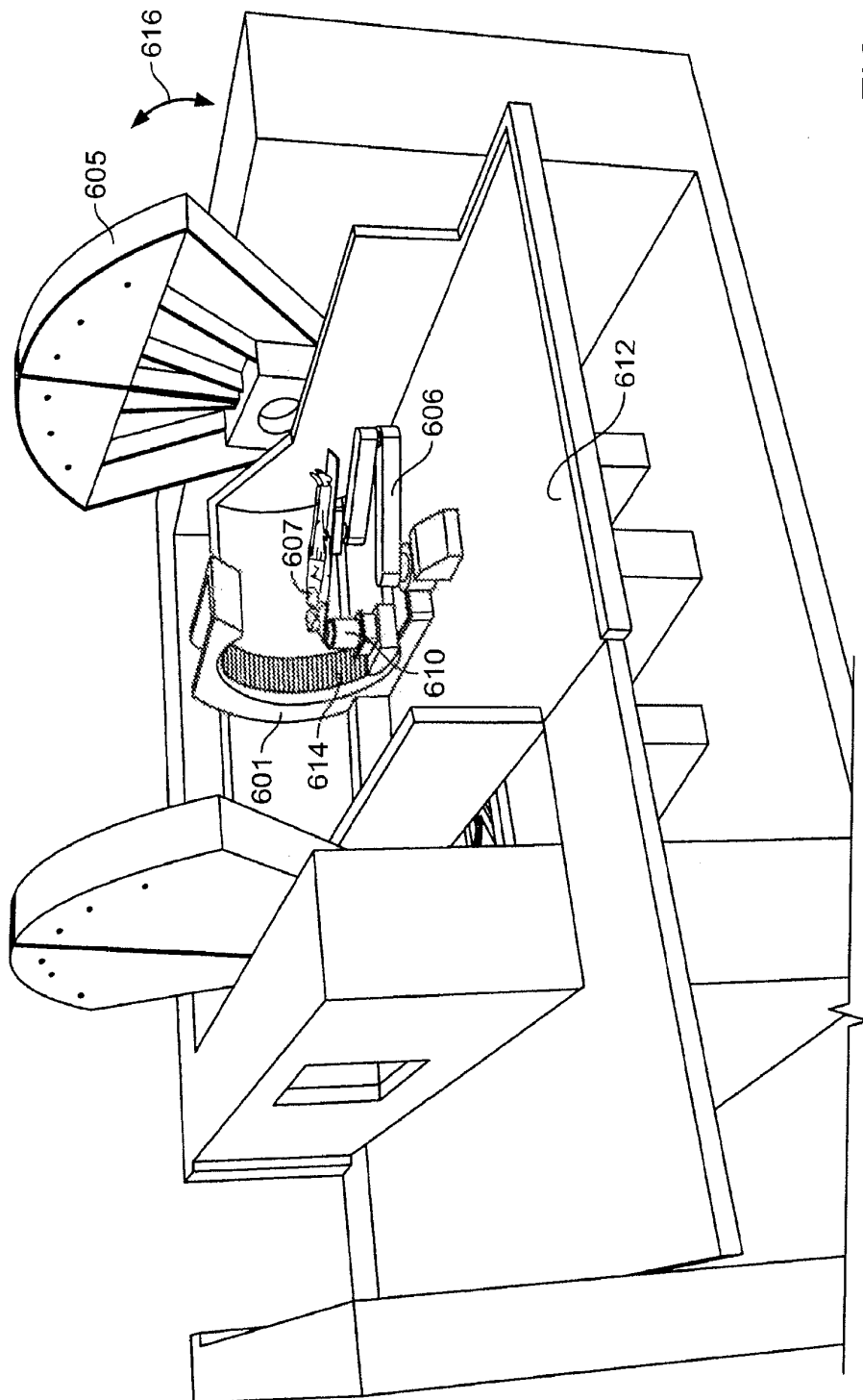


FIG. 17

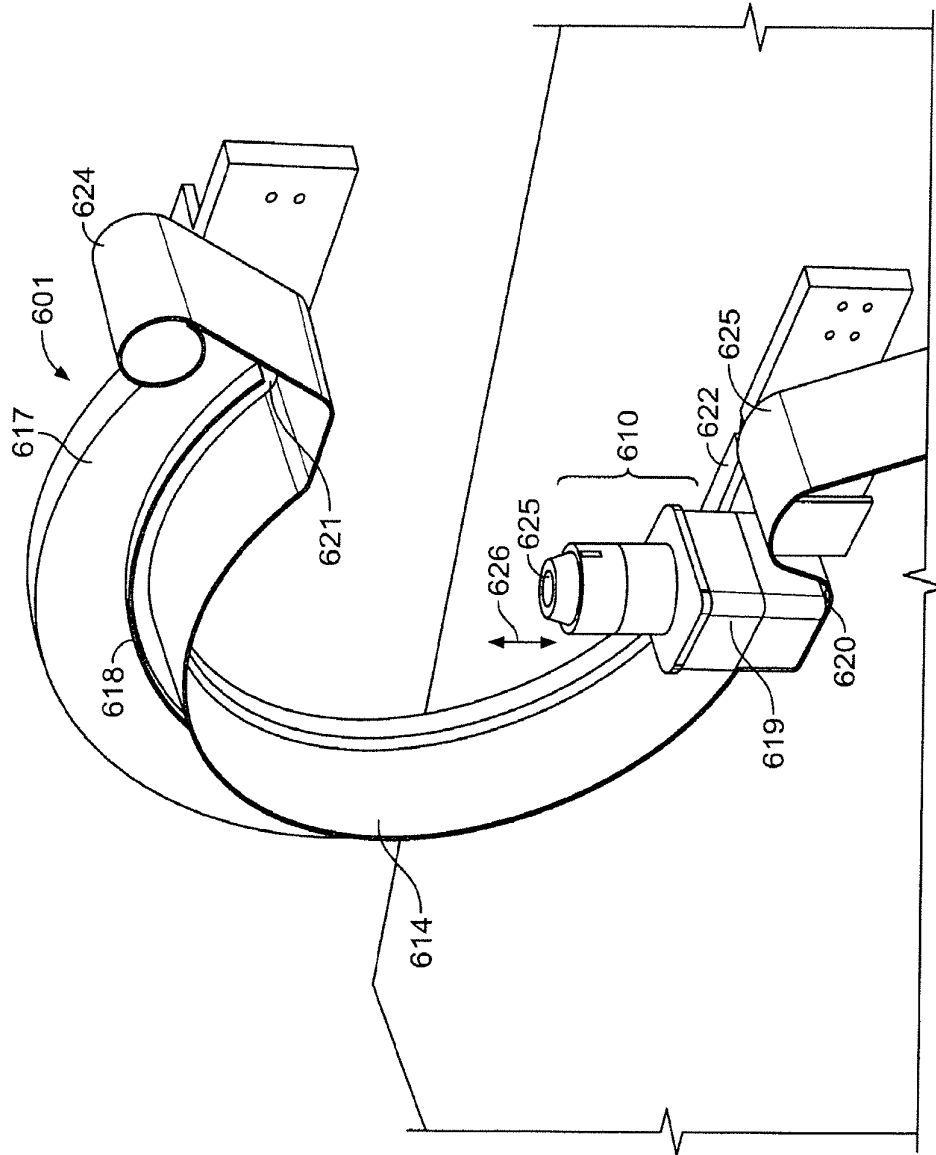


FIG. 18

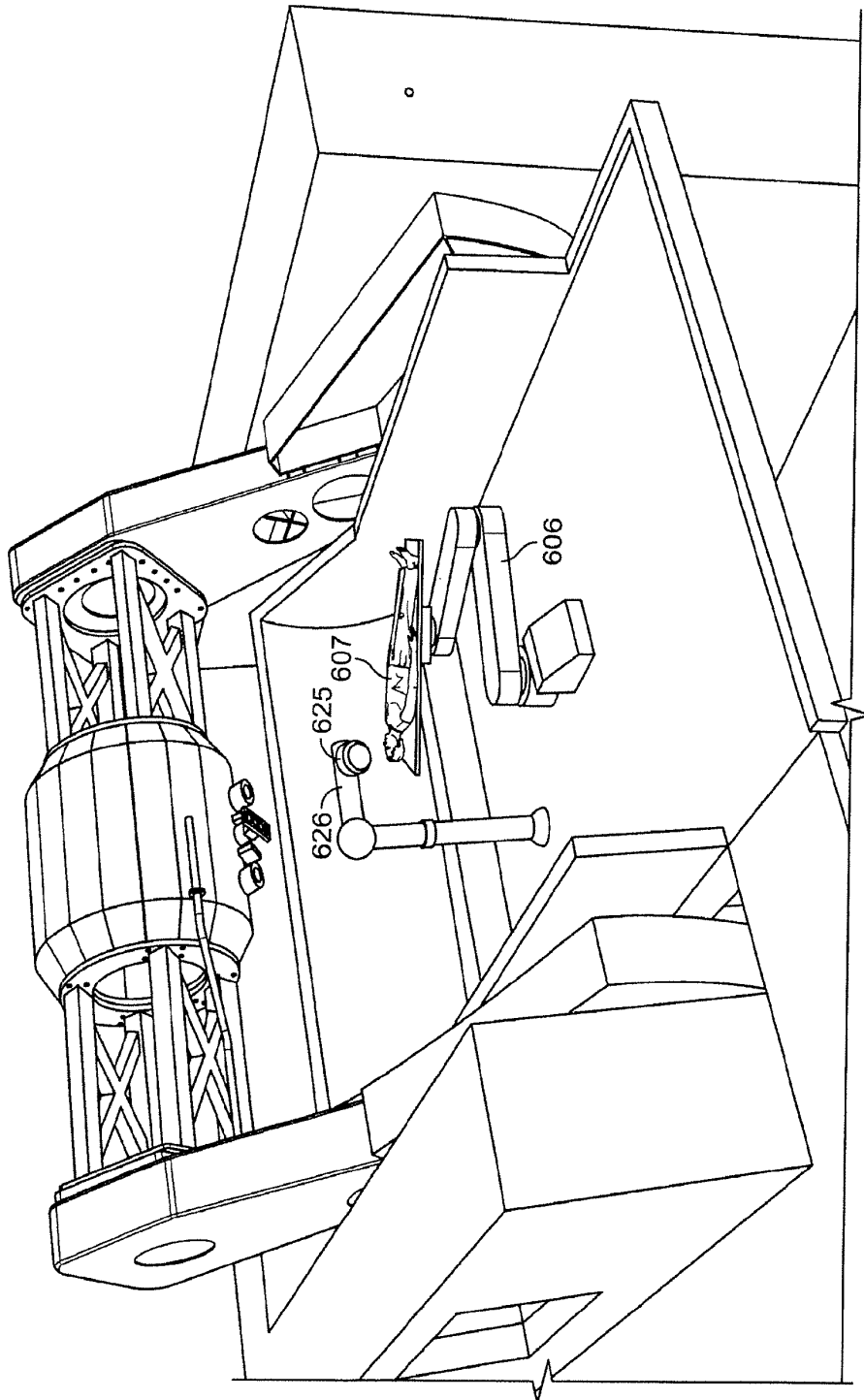


FIG. 19