

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 739 634**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10 (2006.01)

H05H 7/12 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.09.2013 PCT/US2013/062137**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.04.2014 WO14052734**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.09.2013 E 13783422 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.05.2019 EP 2900326**

54 Título: **Control de terapia de partículas**

30 Prioridad:

28.09.2012 US 201261707624 P

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

03.02.2020

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**GALL, KENNETH P.;
ROSENTHAL, STANLEY;
SOBCZYNSKI, THOMAS C.;
MOLZAHN, ADAM C.;
O'NEAL, CHARLES D. III y
COOLEY, JAMES**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 739 634 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

Control de terapia de partículas

Campo técnico

La presente divulgación se refiere, en general, al control de una terapia de partículas.

5 Antecedentes

Los sistemas de terapia de partículas usan un acelerador para generar un haz de partículas para el tratamiento de afecciones, tales como tumores. Durante la operación, el haz de partículas es acelerado en el interior de una cavidad del acelerador de partículas y es extraído de la cavidad a través de un canal de extracción. Se usan varios elementos para enfocar el haz de partículas y para aplicarlo a las áreas apropiadas de un paciente.

10 Diferentes pacientes pueden requerir diferentes planes de tratamiento. Una prescripción define diversas características operativas de un sistema de terapia de partículas, que pueden ser usadas para implementar un plan de tratamiento. La información en la prescripción es traducida en diversas instrucciones para la máquina que son usadas para configurar el sistema de terapia de partículas para conseguir las características operativas requeridas por la prescripción.

15 El documento US 2010/0051833 A1 divulga un modulador de energía para su uso con una fuente de partículas que proporciona un haz de partículas que incluye un primer bloque móvil entre una primera posición y una segunda posición, en el que, cuando el primer bloque está en la segunda posición, está en una trayectoria del haz, y un segundo bloque móvil con relación al primer bloque, en el que el segundo bloque y el primer bloque están desplazados entre sí en una dirección del haz.

Sumario

20 La presente invención se refiere a un sistema de terapia de partículas según se expone en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se describen otras realizaciones. El sistema de terapia de partículas incluye lo siguiente: un pórtico que es giratorio con relación a la posición del paciente; un acelerador de partículas montado en el pórtico, en el que el acelerador de partículas sirve para emitir un haz de partículas de manera esencialmente directa a la posición del paciente, en el que el acelerador de partículas incluye una cavidad en la que las partículas son aceleradas orbitalmente, un canal de extracción para recibir partículas desde la cavidad y una rueda de absorción colocada en un punto de entrada del canal de extracción; y un sistema de control para generar instrucciones para la máquina para configurar una o más características operativas del sistema de terapia de partículas. Al menos una de las características operativas está relacionada con, o se ve afectada por, un ángulo de rotación del pórtico con relación a la posición del paciente. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir una o más de las siguientes características, bien sola o bien en combinación.

25 La terapia de partículas puede incluir una fuente de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a la cavidad. Un pulso de la fuente de partículas puede tener una anchura de pulso correspondiente a la duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso. La al menos una característica operativa puede ser un multiplicador que se basa en una posición de rotación del pórtico y que es aplicado a la anchura de pulso.

35 Al menos una de las características operativas puede ser una dosis de partículas emitidas por el acelerador de partículas.

40 Al menos una de las características operativas puede ser una tasa de dosis de partículas emitidas por el acelerador de partículas. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir lo siguiente: una fuente de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a una cavidad, en el que cada pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso que corresponde a la duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso correspondiente; y una rueda moduladora que tiene diferentes espesores, en el que cada espesor se extiende a través de una longitud circunferencial diferente de la rueda moduladora. La configuración de la tasa de dosis puede incluir variar las anchuras de pulso en base a la posición de rotación de la rueda moduladora.

45 Al menos una de las características operativas puede ser una posición de un paciente. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir una estructura sobre la que se encuentra el paciente, en la que la estructura corresponde a la posición del paciente. La configuración de la posición del paciente puede incluir mover la estructura con relación a una o más posiciones de coordenadas.

50 Al menos una de las características operativas puede ser el tamaño del campo de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir dispositivos de dispersión que tienen diferentes configuraciones para cambiar el tamaño del campo del haz de partículas. La configuración del tamaño del campo puede incluir seleccionar uno de los dispositivos de dispersión a mover a una trayectoria del haz de

partículas, y mover el dispositivo de dispersión seleccionado a la trayectoria del haz de partículas.

5 Al menos una de las características operativas puede ser la profundidad (en un paciente) de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir un elemento de absorción que tiene diferentes espesores para absorber el haz de partículas. La configuración de la profundidad puede incluir controlar el elemento de absorción para colocar un espesor específico en una trayectoria del haz de partículas.

El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir una o más ruedas moduladoras. Cada rueda moduladora puede tener diferentes espesores. Cada espesor puede extenderse a través de una longitud circunferencial diferente de la rueda moduladora. La configuración de la profundidad puede incluir seleccionar una rueda moduladora a ser desplazada hacia una trayectoria del haz de partículas.

10 El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir una fuente de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a una cavidad. Cada pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso correspondiente a una duración de operación de la fuente de partículas para producir el pulso correspondiente. La configuración de la profundidad puede incluir seleccionar un archivo que contenga instrucciones para variar la anchura de pulso en base a la posición de rotación de una rueda moduladora seleccionada. La configuración de la extensión de la profundidad de un haz de partículas puede incluir apagar la fuente de partículas en posiciones rotacionales específicas de la rueda moduladora.

20 Al menos una de las características operativas incluye una forma de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir una o más aberturas correspondientes a diferentes formas. La configuración de la forma del haz de partículas puede incluir seleccionar una de las aberturas y mover la apertura seleccionada a una trayectoria del haz de partículas.

Al menos una de las características operativas incluye una forma en la dirección de la profundidad de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas. El sistema de terapia de partículas ejemplar puede incluir un bolo de compensación de intervalo. La configuración de la forma en la dirección de la profundidad del haz de partículas puede incluir mover el bolo de compensación de intervalo a una trayectoria del haz de partículas.

25 Las características operativas anteriores pueden ser configuradas individualmente o en cualquier combinación apropiada.

El sistema de control puede incluir uno o más dispositivos de computación programados para controlar los elementos del sistema de terapia de partículas que controlan las características operativas en base a instrucciones para la máquina.

30 El sistema de terapia de partículas puede incluir un sistema de barrido, y una o más de las características operativas pueden estar relacionadas con el sistema de barrido. La configuración de una o más características operativas del sistema de terapia de partículas puede ser realizada usando un control de bucle abierto o un control de bucle cerrado.

35 La configuración de una o más características operativas del sistema de terapia de partículas puede incluir ajustar una posición de una rueda microabsorbente, ajustar una corriente magnética de un imán superconductor en el acelerador de partículas y cambiar una anchura de pulso de los pulsos de partículas emitidos desde el acelerador.

Dos o más de las características descritas en la presente divulgación, incluyendo las descritas en esta sección de resumen, pueden ser combinadas para formar implementaciones que no descritas específicamente en la presente memoria.

40 El control de los diversos sistemas descritos en la presente memoria, o partes de los mismos, puede ser implementado mediante un producto de programa de ordenador que incluye instrucciones que están almacenadas en uno o más medios de almacenamiento no transitorios, legibles por máquina, y que son ejecutables en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas descritos en la presente memoria, o partes de los mismos, pueden ser implementados como un aparato, un método o un sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria para almacenar las instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones indicadas.

45 Los detalles de una o más implementaciones se exponen en los dibujos adjuntos y en la descripción siguiente. Otras características, objetos y ventajas serán evidentes a partir de la descripción y de los dibujos, y de las reivindicaciones.

Descripción de los dibujos

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

La Figura 2 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de los componentes de un sincrociclotrón ejemplar.

ES 2 739 634 T3

- Las Figuras 3, 4 y 5 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón ejemplar.
- La Figura 6 es una vista en perspectiva de un sincrociclotrón ejemplar.
- La Figura 7 es una vista en sección transversal de una parte de un carrete invertido y devanados ejemplares.
- La Figura 8 es una vista en sección transversal de un conductor compuesto de cable en canal ejemplar.
- 5 La Figura 9 es una vista en sección transversal de una fuente de iones ejemplar.
- La Figura 10 es una vista en perspectiva de una placa D ejemplar y una D inactiva ejemplar.
- La Figura 11 es una vista en perspectiva de una cámara acorazada ejemplar.
- La Figura 12 es una vista en perspectiva de una sala de tratamiento ejemplar con una cámara.
- La Figura 13 muestra un paciente junto a un acelerador de partículas.
- 10 La Figura 14 muestra un paciente posicionado en el interior de un pórtico interior ejemplar en una sala de tratamiento ejemplar.
- La Figura 15 es una vista en perspectiva que muestra pórticos exterior e interior ejemplares posicionados para aplicar un haz de protones o iones desde encima del paciente.
- La Figura 16 muestra la forma de un haz de partículas proporcionado por un acelerador ejemplar.
- 15 La Figura 17 es una vista en perspectiva que muestra pórticos exterior e interior ejemplares posicionados para aplicar un haz de protones o iones desde encima debajo del paciente.
- La Figura 18 muestra los componentes de un pórtico interior ejemplar.
- La Figura 19 es una vista lateral de una fuente de partículas ejemplar.
- 20 La Fig. 20 es una vista lateral recortada de una fuente de partículas ejemplar mostrada con relación a un objeto simulado.
- La Fig. 21 es una vista desde arriba de una cavidad de aceleración y de un canal de extracción.
- La Fig. 22 es un gráfico que muestra la intensidad del campo magnético en función de la distancia radial desde una columna de plasma, junto con una sección transversal de una parte ejemplar de un criostato de un imán superconductor.
- 25 La Fig. 23 es una vista desde arriba de una cavidad de aceleración y un canal de extracción ejemplares, que representa órbitas que se mueven para entrar al canal de extracción.
- La Fig. 24 es una vista en perspectiva de una estructura ejemplar usada para cambiar la energía de un haz de partículas en el canal de extracción.
- La Fig. 25 es una vista lateral de la estructura de la Fig. 24.
- 30 La Fig. 26 es una gráfica que muestra varios picos de Bragg y el efecto acumulativo que produce un pico de Bragg disperso.
- La Fig. 27 es una vista lateral de una rueda moduladora para producir picos de Bragg a diferentes profundidades y niveles de intensidad.
- La Fig. 28 es una vista desde arriba de la rueda moduladora de la Fig. 27.
- 35 La Fig. 29 es un gráfico que muestra un barrido de frecuencia y una anchura de pulso de la fuente de iones emitida durante un período del barrido de frecuencia.
- La Fig. 30 es un gráfico que muestra los picos de Bragg extendidos a diferentes profundidades en el interior de un paciente.
- 40 La Fig. 31 es un gráfico que muestra la anchura de pulso de la fuente de iones con relación al ángulo de la rueda moduladora para los picos de Bragg extendidos de la Fig. 30.
- La Fig. 32 es una vista lateral que muestra una trayectoria de haz que incluye la rueda moduladora, un dispersor, un

elemento de absorción y una cámara de ionización.

La Fig. 33 es una vista lateral de una abertura, un bolo de compensación de intervalo y un tumor que está siendo tratado mediante un haz de partículas.

La Fig. 34 es una vista lateral de un sistema de barrido ejemplar.

5 La Fig. 35 es una vista en perspectiva del sistema de barrido ejemplar.

Las Figs. 36 y 37 son vistas frontal y en perspectiva, respectivamente, de un imán de barrido ejemplar que puede ser usado en el sistema de barrido ejemplar.

La Fig. 38 es una vista en perspectiva de un modulador de intervalo ejemplar que puede ser usado en el sistema de barrido ejemplar.

10 La Fig. 39 es una vista en perspectiva del movimiento de una placa desde el modulador de intervalo a/desde la trayectoria del haz.

Los símbolos de referencia similares en los diversos dibujos indican elementos similares.

Descripción detallada

Visión general

15 En la presente memoria, se describe un ejemplo de un sistema de terapia de partículas, tal como un sistema de terapia de protones o de iones. El sistema de terapia de partículas incluye un acelerador de partículas (en este ejemplo, un sincrociclotrón) montado en un pórtico. El pórtico permite que el acelerador sea girado alrededor de la posición del paciente, tal como se explica más detalladamente a continuación. En algunas implementaciones, el pórtico es de acero y tiene dos patas montadas para la rotación en dos rodamientos respectivos que se encuentran en los lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado por una armadura de acero que es suficientemente larga como para abarcar un área de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que está fijada de manera estable en ambos extremos a las patas giratorias del pórtico. Como resultado de la rotación del pórtico alrededor del paciente, el acelerador de partículas gira también.

20

En una implementación ejemplar, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que alberga una bobina superconductora para conducir una corriente que genera un campo (B) magnético. En este ejemplo, el criostato usa helio (He) líquido para mantener la bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, 4° Kelvin (K). Los yugos magnéticos se encuentran adyacentes al (por ejemplo, alrededor del) criostato, y definen una cavidad en la que las partículas son aceleradas. El criostato está fijado a los yugos magnéticos mediante correas o elementos similares.

25

En esta implementación ejemplar, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (por ejemplo, una fuente Penning Ion Gauge - PIG) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. El gas hidrógeno es ionizado para producir la columna de plasma. Una fuente de voltaje proporciona un voltaje de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas desde la columna de plasma. Tal como se ha indicado, en este ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. Por consiguiente, el voltaje de RF es variado en un intervalo de frecuencias para tener en cuenta los efectos relativistas sobre las partículas (por ejemplo, el aumento de la masa de las partículas) al extraer las partículas desde la columna. El campo magnético producido por la bobina causa que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se aceleren orbitalmente en el interior de la cavidad. Un regenerador de campo magnético está posicionado en la cavidad y puede ser usado para ajustar el campo magnético existente en el interior de la cavidad para cambiar de esta manera las ubicaciones de las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de manera que, eventualmente, las partículas salgan a un canal de extracción que pasa a través de los yugos. El canal de extracción recibe las partículas aceleradas desde la columna de plasma y emite las partículas recibidas desde la cavidad. Elementos tanto en el interior como en el exterior del canal de extracción conforman y enfocan el haz de partículas para su aplicación.

30

35

40

El haz de partículas es aplicado a un paciente según un plan de tratamiento particular. Una prescripción define las características operativas del sistema de terapia de partículas que se usan para implementar el plan de tratamiento. Un sistema de control, que puede ser parte del sistema de terapia de partículas, traduce la prescripción a instrucciones para la máquina, que incluyen, pero que no se limitan a, comandos, parámetros y/u otra información que puede ser usada por la máquina.

45

En este sentido, el sistema de control puede incluir uno o más ordenadores, dispositivos de procesamiento y similares que están programados para usar las instrucciones traducidas a partir de la prescripción para controlar diversos aspectos operativos del sistema de terapia de partículas. En algunas implementaciones, la traducción es realizada

50

usando procesos matemáticos y/o tablas de consulta (LUT), tal como se describe a continuación. Aunque una prescripción puede especificar cualquier número de características operativas apropiadas para un sistema de terapia de partículas particular, en una implementación, la prescripción especifica uno o más de los siguientes: dosis de partículas, tasa de dosis de partículas, posición del paciente (según lo define una "camilla" en la que se encuentra el paciente), ángulo de rotación de la camilla del paciente, ángulo de rotación del pórtico, tamaño del campo del haz, profundidad del haz, una extensión de la profundidad del haz, una configuración de una abertura usada para limitar el área del haz de partículas, y una configuración de un bolo de compensación de intervalo (o, simplemente, "bolo") usado para adaptar la profundidad de penetración del haz de partículas. Cada una de estas características operativas se describe más detalladamente a continuación.

5 Una vez que el sistema de control ha obtenido las instrucciones para la máquina, el sistema de control usa esas instrucciones para la máquina para configurar el sistema de terapia de partículas de manera que tenga las características operativas apropiadas para el plan de tratamiento. El sistema de terapia de partículas es configurable caso por caso.

15 Las técnicas descritas en la presente memoria para controlar la terapia de partículas no están limitadas a su uso con un sistema de terapia de partículas particular, sino que pueden ser usadas en cualquier sistema de terapia de partículas apropiado. Las técnicas anteriores pueden ser usadas también en otros sistemas de tratamientos o de diagnóstico médico apropiados.

A continuación, se proporciona un ejemplo de un sistema de terapia de partículas en el que pueden usarse las técnicas descritas en la presente memoria.

20 Sistema de terapia de partículas ejemplar

Con referencia a la Fig. 1, un sistema de terapia 500 de radiación con partículas cargadas incluye un acelerador 502 de partículas productor de haz que tiene un peso y un tamaño suficientemente pequeños para permitir que sea montado en un pórtico 504 giratorio con su salida dirigida directamente (es decir, de manera esencialmente directa) desde el alojamiento del acelerador hacia un paciente 506.

25 En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para su rotación en dos rodamientos 512, 514 respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por un armazón 516 de acero que es suficientemente largo como para abarcar un área 518 de tratamiento en la que se encuentra el paciente (por ejemplo, dos veces más largo que una persona alta, para permitir que la persona sea girada completamente en el interior del espacio, permaneciendo cualquier área diana deseada del paciente en la línea del haz) y que está fijado de manera estable en ambos extremos a las patas giratorias del pórtico.

30 En algunos ejemplos, la rotación del pórtico está limitada a un intervalo 520 de menos de 360 grados, por ejemplo, aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 522 se extienda desde una pared 524 de la cámara que aloja el sistema de terapia al área de tratamiento del paciente. El intervalo de rotación limitado del pórtico reduce también el espesor requerido de algunas de las paredes, que proporcionan protección contra la radiación para las personas que se encuentran fuera del área de tratamiento. Un intervalo de 180 grados de rotación del pórtico es suficiente para cubrir todos los ángulos de enfoque del tratamiento, pero la provisión de un intervalo de desplazamiento más amplio puede ser útil. Por ejemplo, el intervalo de rotación puede estar comprendido entre 180 y 330 grados y aun así proporcionar espacio para el espacio del suelo de terapia.

35 El eje 532 de rotación horizontal del pórtico está situado nominalmente a un metro del suelo donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este suelo está posicionado a aproximadamente 3 metros sobre el suelo inferior de la cámara blindada del sistema de terapia. El acelerador puede girar bajo el suelo elevado para el suministro de haces de tratamiento desde debajo del eje de rotación. La camilla del paciente se mueve y gira en un plano sustancialmente horizontal paralelo al eje de rotación del pórtico. La camilla puede girar en un intervalo 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de rangos de rotación y grados de libertad del pórtico y del paciente permiten al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de enfoque para el haz. Si es necesario, el paciente puede ser colocado en la camilla en la orientación opuesta y, a continuación, pueden usarse todos los ángulos posibles.

40 En algunas implementaciones, el acelerador usa una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora con un campo magnético muy elevado. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética determinada se reduce en proporción directa a un aumento del campo magnético aplicado a la misma, la estructura magnética superconductora con campo magnético muy elevado permite que el acelerador se fabrique más pequeño y ligero. El sincrociclotrón usa un campo magnético que es uniforme en el ángulo de rotación y cuya intensidad se reduce al aumentar el radio. Dicha forma de campo puede conseguirse independientemente de la magnitud del campo magnético, de manera que en teoría no existe un límite superior para la intensidad del campo magnético (y, por lo tanto, para la energía de partícula resultante a un radio fijo) que puede ser

usada en un sincrociclotrón.

Los materiales superconductores pierden sus propiedades superconductoras en presencia de campos magnéticos muy elevados. Se usan devanados de alambre superconductor de alto rendimiento para permitir conseguir campos magnéticos muy elevados.

5 Típicamente, los materiales superconductores deben enfriarse a bajas temperaturas para obtener sus propiedades superconductoras. En algunos ejemplos descritos en la presente memoria, se usan criorrefrigeradores para llevar los devanados de bobina superconductores a temperaturas cercanas al cero absoluto. El uso de criorrefrigeradores puede reducir la complejidad y el coste.

10 El sincrociclotrón está soportado en el pórtico de manera que el haz sea 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) en el interior o cerca del paciente. El armazón dividido que es paralelo al eje de rotación, soporta el ciclotrón en ambos lados.

15 Debido a que el intervalo de rotación del pórtico es limitado, puede acomodarse un área de soporte del paciente en un área amplia alrededor del isocentro. Debido a que el suelo puede extenderse ampliamente alrededor del isocentro, puede posicionarse una mesa de soporte para el paciente para que se mueva con relación a, y gire alrededor de, un eje 542 vertical a través del isocentro, de manera que, mediante una combinación de rotación de pórtico y movimiento y rotación de la mesa, pueda conseguirse cualquier ángulo de dirección del haz en cualquier parte del paciente. Los dos brazos del pórtico están separados por más del doble de la altura de un paciente alto, lo que permite que la camilla con el paciente gire y se traslade en un plano horizontal sobre el suelo elevado.

20 La limitación del ángulo de rotación del pórtico permite una reducción del espesor de al menos una de las paredes que rodean la sala de tratamiento. Las paredes gruesas, construidas típicamente en hormigón, proporcionan protección contra la radiación para las personas fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de detención de un haz de protones puede ser aproximadamente dos veces más gruesa que una pared en el extremo opuesto de la sala para proporcionar un nivel de protección equivalente. La limitación del intervalo de rotación del pórtico permite que la sala de tratamiento sea ubicada por debajo del nivel de suelo 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.

25 En la implementación ejemplar mostrada en la Fig. 1, el sincrociclotrón 502 superconductor opera con un campo magnético máximo en un entrehierro 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 de campo podría estar comprendida en el intervalo de 4 a 20 Tesla o de 6 a 20 Tesla y la energía de los protones podría estar comprendida en el intervalo de 150 a 300 MeV.

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

35 Tal como se muestra en las Figs. 2, 3, 4, 5 y 6, un sincrociclotrón 10 ejemplar (por ejemplo, 502 en la Fig. 1) incluye un sistema 12 magnético que contiene una fuente 90 de partículas, un sistema 91 de accionamiento por radiofrecuencia 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 usando una combinación de un par dividido de bobinas 40, 42 superconductoras anulares y un par de caras 44, 46 polares ferromagnéticas (por ejemplo, de acero con bajo contenido de carbono).

40 Las dos bobinas magnéticas superconductoras están centradas en un eje 47 común y están separadas a lo largo del eje. Tal como se muestra en las Figs. 7 y 8, las bobinas están formadas por hilos 48 superconductores basados en Nb₃Sn de 0,8 mm de diámetro (que inicialmente comprenden un núcleo de niobio-estaño rodeado por una funda de cobre) desplegados en una geometría de conductor de cable en canal trenzada. Después de trenzar siete hilos individuales, son calentados para causar una reacción que forma el material superconductor final (quebradizo) del cable. Una vez que el material ha sido sometido a reacción, los cables son soldados en el canal de cobre (dimensiones exteriores 3,18 x 2,54 mm y dimensiones interiores 2,08 x 2,08 mm) y son cubiertos con un aislamiento 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejido). El canal de cobre que contiene los cables 53 es enrollado, a continuación, en una bobina que tiene una sección transversal rectangular de 8,55 cm x 19,02 cm, con 26 capas y 49 vueltas por capa. A continuación, la bobina enrollada es impregnada en vacío con un compuesto epoxi. Las bobinas terminadas son montadas en un carrete 56 anular invertido de acero inoxidable. Se colocan mantas 55 calentadoras a intervalos en las capas de los devanados para proteger el conjunto en el caso en el que el hilo superconductor pase al estado resistivo.

A continuación, puede cubrirse toda la bobina con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y

estabilidad mecánica y, a continuación, puede añadirse una capa adicional de epoxi. La precompresión de la bobina puede proporcionarse calentando el carrete invertido de acero inoxidable y encajando las bobinas en el interior del carrete invertido. El diámetro interior del carrete invertido se elige de manera que, cuando toda la masa se enfría a 4 K, el carrete invertido permanezca en contacto con la bobina y proporcione cierta compresión. Con el calentamiento del carrete invertido de acero inoxidable a aproximadamente 50 grados C y con la colocación de las bobinas a una temperatura de 100 grados Kelvin puede conseguirse este objetivo.

La geometría de la bobina se mantiene montando las bobinas en un carrete 56 invertido rectangular para ejercer una fuerza 60 de restauración que actúa contra la fuerza de distorsión producida cuando se aplica energía a las bobinas. Tal como se muestra en la Fig. 5, la posición de la bobina se mantiene con relación al yugo magnético y al criostato usando un conjunto de correas 402, 404, 406 de soporte de caliente-a-frío. El soporte de la masa fría con correas delgadas reduce la pérdida de calor impartida a la masa fría por el sistema de soporte rígido. Las correas están dispuestas para soportar la fuerza gravitacional variable sobre la bobina cuando el imán gira a bordo del pórtico. Estas soportan 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 del imán. Además, los enlaces actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas sobre la bobina cuando el pórtico acelera y desacelera cuando se cambia su posición. Cada soporte de caliente-a-frío incluye un enlace de fibra de vidrio S2 y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono es soportado por los pernos entre el yugo caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K), y el enlace 408 de fibra de vidrio S2 es soportado por el perno a temperatura intermedia y un perno fijado a la masa fría. Cada enlace tiene 5 cm de longitud (de centro de perno a centro de perno) y tiene 17 mm de ancho. El espesor del enlace es de 9 mm. Cada perno está realizado en acero inoxidable de alta resistencia y tiene un diámetro de 40 mm.

Con referencia a la Fig. 3, el perfil de intensidad de campo como una función del radio viene determinado, en gran medida, por la elección de la geometría de la bobina y de la forma de las caras polares; las caras 44, 46 polares del material de yugo permeable pueden ser contorneadas para un ajuste fino de la forma del campo magnético para garantizar que el haz de partículas permanezca enfocado durante la aceleración.

Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, aproximadamente 4 grados Kelvin) introduciendo el conjunto de bobina (las bobinas y el carrete) en el interior de una cámara 70 criostática de aluminio o acero inoxidable al vacío que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos 71, 73 de soporte. En una versión alternativa (Fig. 4), la pared exterior del criostato puede estar realizada en acero con bajo contenido de carbono para proporcionar una trayectoria de flujo de retorno adicional para el campo magnético.

En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto es conseguida y es mantenida usando un criorrefrigerador Gifford-McMahon de una etapa y tres criorrefrigeradores Gifford-McMahon de dos etapas. Cada criorrefrigerador de dos etapas tiene un extremo frío de la segunda etapa unido a un condensador que vuelve a condensar el vapor de helio en helio líquido. Los cabezales criorrefrigeradores son suministrados con helio comprimido desde un compresor. El criorrefrigerador Gifford-McMahon de una etapa está dispuesto para enfriar los cables a alta temperatura (por ejemplo, 50 - 70 grados Kelvin) que suministran corriente a los devanados superconductores.

En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto es conseguida y es mantenida usando dos criorrefrigeradores 72, 74 Gifford-McMahon que están dispuestos en diferentes posiciones en el conjunto de bobina. Cada criorrefrigerador tiene un extremo 76 frío en contacto con el conjunto de bobina. Los cabezales 78 criorrefrigeradores son suministrados con helio comprimido desde un compresor 80. Hay dispuestos otros dos criorrefrigeradores 77, 79 Gifford-McMahon para enfriar los cables a alta temperatura (por ejemplo, de 60 - 80 grados Kelvin) que suministran corriente a los devanados superconductores.

El conjunto de bobina y las cámaras criostáticas están montados en el interior de, y completamente encerrados por, dos mitades 81, 83 de un yugo 82 magnético con forma de caja de pastillas. En este ejemplo, el diámetro interior del conjunto de bobina es de aproximadamente 74,6 cm. El yugo 82 de hierro proporciona una trayectoria para el flujo 84 de retorno del campo magnético y protege magnéticamente el volumen 86 entre las caras 44, 46 polares para prevenir que las influencias magnéticas externas perturben la forma del campo magnético en el interior de ese volumen. El yugo sirve también para disminuir el campo magnético disperso en las proximidades del acelerador. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede tener un sistema de retorno activo para reducir los campos magnéticos dispersos. Un ejemplo de un sistema de retorno activo se describe en la solicitud de patente US Nº 13/907.601, presentada el 31 de Mayo de 2013. En el sistema de retorno activo, los yugos magnéticos relativamente grandes descritos en la presente memoria son reemplazados por estructuras magnéticas más pequeñas, denominadas piezas polares. Las bobinas superconductoras conducen corriente en dirección opuesta a las bobinas principales descritas en la presente memoria con el fin de proporcionar un retorno magnético y reducir, de esta manera, los campos magnéticos dispersos.

Tal como se muestra en las Figs. 3 y 9, el sincrociclotrón incluye una fuente 90 de partículas con una geometría de

galga iónica de Penning situada cerca del centro 92 geométrico de la estructura 82 magnética. La fuente de partículas puede ser según se describe a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente US N° 11/948.662.

5 La fuente 90 de partículas es alimentada desde un suministro 99 de hidrógeno a través de una línea 101 de gas y un tubo 194 que suministra hidrógeno gaseoso. Los cables 94 eléctricos transportan una corriente eléctrica desde una fuente 95 de corriente para estimular la descarga de electrones desde los cátodos 192, 190 que están alineados con el campo magnético, 200.

10 En algunas implementaciones, el gas en el tubo 101 de gas puede incluir una mezcla de hidrógeno y uno o más gases distintos. Por ejemplo, la mezcla puede contener hidrógeno y uno o más gases nobles, por ejemplo, helio, neón, argón, criptón, xenón y/o radón (aunque la mezcla no está limitada al uso con los gases nobles). En algunas implementaciones, la mezcla puede ser una mezcla de hidrógeno y helio. Por ejemplo, la mezcla puede contener aproximadamente el 75% o más de hidrógeno y aproximadamente el 25% o menos de helio (con posibles gases traza incluidos). En otro ejemplo, la mezcla puede contener aproximadamente el 90% o más de hidrógeno y aproximadamente el 10% o menos de helio (con posibles gases traza incluidos). En ejemplos, la mezcla
15 hidrógeno/helio puede ser cualquiera de las siguientes: >95%/<5%, >90%/<10%, >85%/<15%, >80%/<20%, >75%/<20%, y así sucesivamente.

Las posibles ventajas del uso de un gas noble (u otro) en combinación con hidrógeno en la fuente de partículas pueden incluir: aumento de la intensidad del haz, mayor longevidad del cátodo y mayor consistencia del haz emitido.

20 En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño orificio desde el tubo 194 para crear un suministro de iones positivos (protones) para su aceleración mediante una placa 100 de radiofrecuencia semicircular (en forma de D) que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura del imán y una placa 102 inactiva. En el caso de una fuente de partículas interrumpida (un ejemplo de la cual se describe en la solicitud de patente US N° 11/948.662), la totalidad (o una parte sustancial) del tubo que contiene plasma está retirada en la región de aceleración, permitiendo de esta manera que los iones sean acelerados más rápidamente en un campo magnético
25 relativamente elevado.

Tal como se muestra en la Fig. 10, la placa 100 D es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies 103, 105 semicirculares 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 del imán. Un conducto 109 que se abre al espacio 107 se extiende a través del yugo a una ubicación exterior desde la cual puede conectarse una bomba 111 de vacío para evacuar el espacio 107 y el resto del espacio en el interior de una cámara 119 de vacío en la que tiene lugar la aceleración. La D
30 102 inactiva comprende un anillo metálico rectangular que está separado cerca del borde expuesto de la placa D. La D inactiva está anclada a la cámara de vacío y al yugo del imán. La placa 100 D es accionada por una señal de radiofrecuencia que es aplicada en el extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 107. El campo eléctrico de radiofrecuencia se hace variar en el tiempo a medida que aumenta la distancia del haz de partículas aceleradas desde el centro geométrico. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede ser controlado de la manera descrita en la solicitud de patente US N° 11/948.359, titulada "Matching A Resonant
35 Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage".

40 Para que el haz que emerge desde la fuente de partículas situada centralmente evite la estructura de la fuente de partículas a medida que comienza a girar en espiral hacia el exterior, se requiere una gran diferencia de voltaje entre las placas de radiofrecuencia. Se aplican 20.000 voltios entre las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones, pueden aplicarse de 8.000 a 20.000 voltios entre las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para aplicar este gran voltaje, la estructura de imán está dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y la tierra. Esto se hace formando orificios con suficiente espacio libre desde las estructuras de radiofrecuencia a través del yugo exterior y el alojamiento del criostato y creando suficiente espacio entre las caras
45 polares del imán.

El potencial de alto voltaje alterno que acciona la placa D tiene una frecuencia que se va reduciendo durante el ciclo de aceleración para tener en cuenta la creciente masa relativista de los protones y la disminución del campo magnético. La D ficticia no requiere una estructura semicilíndrica hueca, ya que se encuentra a potencial de tierra junto con las paredes de la cámara de vacío. Podrían usarse otras disposiciones de placa, tales como más de un par de electrodos
50 de aceleración accionados con diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura de RF puede ser sintonizada para mantener la Q elevada durante el barrido de frecuencia requerido mediante el uso, por ejemplo, de un capacitor giratorio que tiene láminas giratorias y estacionarias entrelazadas. Durante cada engranamiento de las láminas, la capacitancia aumenta, reduciendo de esta manera la frecuencia de resonancia de la estructura de RF. Las láminas pueden estar conformadas para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. La fase del motor de accionamiento para el condensador giratorio puede ser bloqueada con relación a la del generador de
55 RF para un control preciso. Durante cada engranamiento de las láminas del condensador giratorio se acelera un grupo

de partículas.

La cámara 119 de vacío 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 las placas de RF y la fuente de partículas y es evacuada por la bomba 111 de vacío. El mantenimiento un vacío elevado garantiza que los iones que están siendo
5 acelerados no se pierdan debido a colisiones con las moléculas de gas y permite mantener el voltaje de RF a unos niveles más elevados sin que se creen arcos hacia el suelo.

Los protones atraviesan una trayectoria orbital generalmente espiral que comienza en la fuente de partículas. 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 en el espacio 107. A medida que los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle
10 sucesivo de su trayectoria espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio del bucle alcanza el radio máximo de la cara del polo. En esa ubicación, una perturbación del campo eléctrico y magnético dirige los 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 evacuado, al que se hace referencia en la presente memoria como canal de extracción, para salir del yugo del ciclotrón. Puede usarse un regenerador magnético para cambiar la perturbación del campo
15 magnético para dirigir los iones. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse a medida que entren en el área del campo magnético considerablemente reducido que existe en el espacio alrededor del ciclotrón. Los elementos 107, 109 de conformación de haz en el canal 38 de extracción redirigen los iones de manera que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.

El campo magnético en el interior del entrehierro debe tener ciertas propiedades para mantener el haz en el interior de la cámara evacuada a medida que acelera. El índice n de campo magnético, que se muestra a continuación,
20

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

debe mantenerse positivo para mantener este enfoque "débil". Aquí, r es el radio del haz y B es el campo magnético. Además, en algunas implementaciones, el índice de campo debe mantenerse por debajo de 0,2, debido a que en este valor la periodicidad de las oscilaciones radiales y las oscilaciones verticales del haz coinciden en una resonancia $v_r =$
25 $2 v_z$. Las frecuencias de betatrón vienen definidas por $v_r = (1-n)^{1/2}$ y $v_z = n^{1/2}$. La cara polar ferromagnética está diseñada para conformar el campo magnético generado por las bobinas de manera que el índice n de campo se mantenga positivo y sea menor de 0,2 en el diámetro más pequeño consistente con un haz de 250 MeV en el campo magnético determinado.

Cuando el haz sale del canal de extracción, se hace pasar a través de un sistema 125 de formación de haz (Fig. 5) que puede ser controlado de manera programable para crear una combinación deseada de barrido, dispersión y/o
30 modulación de intervalo para el haz. Los ejemplos de sistemas de formación de haz útiles para ese propósito se describen en el sistema 125 de formación de haz US puede ser usado junto con un pórtico 601 interior (Fig. 14) para dirigir un haz al paciente.

Durante la operación, las placas absorben energía desde el 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 usando líneas 108 de enfriamiento con agua que liberan el calor en un intercambiador 113 de calor (Fig. 3).
35

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

Tal como se ha indicado, el pórtico permite que el sincrociclotrón sea girado alrededor del eje 532 de rotación horizontal. La estructura 516 de armazón tiene dos tramos 580, 582 generalmente paralelos. El sincrociclotrón está colocado entre los tramos aproximadamente a medio camino entre las patas. El pórtico está equilibrado para la rotación
45 alrededor de los rodamientos usando contrapesos 122, 124 montados en los extremos de las patas opuestas del armazón.

El pórtico es accionado para su rotación por un motor eléctrico montado en una o en ambas patas del pórtico y conectado a los alojamientos de los cojinetes por medio de engranajes de accionamiento. La posición de rotación del pórtico es derivada a partir de las señales proporcionadas por los codificadores de ángulo de eje incorporados en los
50 motores de accionamiento de pórtico y en los engranajes de accionamiento.

En la ubicación en la que el haz de iones sale del ciclotrón, el sistema 125 de formación de haz actúa sobre el haz de iones para proporcionar al mismo propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede ser dispersado y su profundidad de penetración puede ser variada para proporcionar una radiación uniforme a través

de un volumen diana determinado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de dispersión pasivos, así como elementos de barrido activos.

5 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 la bobina superconductor, la fuente de partículas accionada por corriente, la fuente de gas hidrógeno y los refrigeradores de las placas de RF, por ejemplo), pueden ser controlados por una electrónica de control de sincrociclotrón apropiada (no mostrada), que puede incluir, por ejemplo, uno o más ordenadores programados con programas apropiados para efectuar el control.

10 El control del pórtico, del soporte del paciente, de los elementos de conformación de haz activos y del sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia se consigue mediante una electrónica de control de terapia apropiada (no mostrada).

15 Tal como se muestra en las Figs. 1, 11 y 12, los cojinetes del pórtico están soportados por las paredes de una cámara 524 de ciclotrón. El pórtico permite que el ciclotrón sea girado en un intervalo 520 de 180 grados (o más), incluyendo posiciones encima, al lado y debajo del paciente. La cámara es suficientemente alta para no obstaculizar al pórtico en los extremos superior e inferior de su movimiento. Un laberinto 146 flanqueado por las paredes 148, 150 proporciona una ruta de entrada y de salida para los terapeutas y los pacientes. Debido a que al menos una pared 152 no está en línea con el haz de protones directamente desde el ciclotrón, puede hacerse relativamente delgada y todavía desempeña su función de protección. Las otras tres paredes 154, 156, 150/148 laterales de la sala, que pueden necesitar una mayor protección, pueden ser enterradas en el interior de una colina de tierra (no mostrada). El espesor requerido de las paredes 154, 156 y 158 puede reducirse, debido a que la propia tierra puede proporcionar parte del blindaje necesario.

25 Con referencia a las Figs. 12 y 13, por razones de seguridad y estéticas, una sala 160 de terapia puede ser construida en el interior de la cámara. La sala de terapia está en voladizo desde las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la sala de contención al espacio entre las patas del pórtico de manera que despeja el pórtico giratorio y maximiza también la extensión del espacio 164 de suelo de la sala de terapia. Puede realizarse un mantenimiento periódico del acelerador en el espacio debajo del suelo elevado. Cuando el acelerador es girado a la posición hacia abajo en el pórtico, es posible tener un acceso completo al acelerador en un espacio separado del área de tratamiento. Las fuentes de alimentación, el equipo de refrigeración, las bombas de vacío y otros equipos de soporte pueden estar situados debajo del suelo elevado en este espacio separado. En el interior de la sala de tratamiento, el soporte 170 del paciente puede estar montado de diversas maneras que permiten que el soporte sea elevado y bajado y que el paciente sea girado y movido a una diversidad de posiciones y orientaciones.

35 En el sistema 602 de la Fig. 14, un acelerador de partículas productoras de haces del tipo descrito en la presente memoria, en este caso el sincrociclotrón 604, está montado en un pórtico 605 giratorio. El pórtico 605 giratorio es del tipo descrito en la presente memoria, y puede girar angularmente alrededor del soporte 606 de paciente. Esta característica permite que sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas directamente al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, tal como en la Fig. 14, si sincrociclotrón 604 está por encima del soporte 606 de paciente, el haz de partículas puede ser dirigido hacia abajo hacia el paciente. De manera alternativa, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte 606 de paciente, 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 de enrutamiento de haz intermedio. Un mecanismo de enrutamiento, en este contexto, se diferencia de un mecanismo de conformación o de dimensionamiento en que un mecanismo de conformación o de dimensionamiento no redirecciona el haz, sino que dimensiona y/o conforma el haz mientras mantiene la misma trayectoria general del haz.

45 Con referencia también a la Fig. 15, un pórtico 601 interior puede estar incluido en el sistema 602. En este ejemplo, el pórtico 601 interior tiene aproximadamente forma de C, tal como se muestra. El pórtico 601 interior 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 601 interior con relación al soporte 606 de paciente (que es un tipo de soporte diferente al representado en la Fig. 12). Esto permite que el aplicador sea posicionado en cualquier lugar en el interior, por ejemplo, de un semicírculo alrededor del paciente, por ejemplo, en cualquier lugar encima, al lado o debajo del paciente 607. El aplicador 610 puede alterar el haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón 604. Más específicamente, tal como se muestra en la Fig. 16, el haz 611 de partículas proporcionado por el sistema de conformación de haz del sincrociclotrón 604 puede desviarse cuanto más se aleja el haz de partículas desde la salida del sincrociclotrón 604. El aplicador 610 puede recibir el haz de partículas desde la salida del sincrociclotrón 604 y puede alterar 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 de manera más precisa 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 está limitado a colimar el haz de partículas. Por ejemplo, el aplicador 610 puede reducir el tamaño del haz de

partículas mientras colima también el haz. El aplicador puede ser un colimador de multi-hoja para dimensionar y/o conformar el haz de partículas. El aplicador 610 puede también simplemente permitir que el haz de partículas pase sin alteración. El aplicador 610 puede ser controlado por ordenador para afectar al tamaño y/o a la forma del haz, según se desee.

5 El aplicador 610 y el sincrociclotrón 604 pueden moverse con relación al soporte 606 de paciente (y, por lo tanto, con relación al paciente) y uno con relación al otro. 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 alinee con la entrada del aplicador 610. Las Figs. 15 y 17 ilustran el movimiento 605 del pórtico y el movimiento del aplicador 610 a lo largo del pórtico 601 interior. Más específicamente, la Fig. 17 muestra un caso en el que el
10 pórtico 605 es girado de manera que el sincrociclotrón 604 se encuentre en una cámara debajo del soporte 606 de paciente. En la Fig. 17, el sincrociclotrón 604 está debajo del suelo 612 de la sala de tratamiento, cuyo suelo puede estar realizado en hormigón. Por lo tanto, el sincronizador 604 no es visible en la Fig. 17. En este caso, el aplicador 610 es movido a lo largo del pórtico 601 interior, de manera que el aplicador 610 se alinee con la salida del sincronizador 604. Debido a que el sincronizador 604 no se muestra en la Fig. 17, esta alineación es no visible. Sin embargo, un haz
15 de partículas emitido desde el sincrociclotrón 604 pasa a través de la cubierta 614 del pórtico 601 interior y de un orificio correspondiente en el suelo (no mostrado) y, a continuación, es 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, de esta manera, 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 601 interior en las direcciones de la flecha 616. La Fig. 15 muestra las ubicaciones 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 606 de paciente (y, de esta manera, 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, altera (por ejemplo, colima) el haz de partículas, y pasa el haz de partículas resultante al paciente.

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

30 La Fig. 18 muestra una construcción ejemplar del pórtico 601 interior. En este ejemplo, el pórtico interior incluye una soldadura 617 estructural, un riel 618 de cojinete de apoyo lineal de precisión (por ejemplo, un riel THK), una cubierta 614 y un aplicador 610 que incluye un accionamiento 619 de extensión y un accionamiento 620 theta. El pórtico 601 interior puede incluir características adicionales a las mostradas, sustituciones para las características mostradas, o ambas.

35 La soldadura 617 estructural puede construirse en cualquier material rígido, tal como metal, plástico o similar, que sea capaz de soportar el peso del aplicador 610. En este ejemplo, la soldadura 617 estructural tiene sustancialmente forma de C (definiendo de esta manera la forma del pórtico 601 interior). Sin embargo, cabe señalar que la soldadura 617 estructural puede tener otras formas. Por ejemplo, puede ser alargada o comprimida. Básicamente, la soldadura estructural puede tener cualquier forma que permita un desplazamiento continuo relativamente sin obstrucciones del aplicador 610 entre las posiciones que están por encima y por debajo del paciente.

40 La soldadura 617 estructural incluye uno o más rieles 618 de cojinete. El número de rieles que pueden usarse depende de la conexión requerida al aplicador 610. El aplicador 610 se mueve a lo largo del riel 618 de cojinete entre una parte 621 superior de la soldadura 617 estructural y una parte 622 inferior de la soldadura 617 estructural. El movimiento puede ser continuo o en incrementos discretos y puede detenerse en cualquier punto a lo largo del riel 618 de cojinete para obtener una posición deseada del aplicador 610 con relación a la posición del paciente.

45 La cubierta 614 cubre lo que de otro modo sería un orificio abierto al área debajo del suelo 612 (véase la Fig. 17). El orificio y la cubierta permiten que un haz de partículas pase desde el sincrociclotrón al aplicador. La cubierta 614, sin embargo, previene que objetos y/u otro material caigan a través de ese orificio y posiblemente dañen los equipos sensibles, tales como el sincrociclotrón. La cubierta 614 puede ayudar en, o controlar, el movimiento del aplicador 610 a lo largo del riel 618 de cojinete. Es decir, la cubierta 614 puede rodar a lo largo de una trayectoria entre la parte 621 superior y la parte 622 inferior de la soldadura 617 estructural. La cubierta 614 puede enrollarse en sus extremos 624 y/o 625, tal como se muestra en la Fig. 18.

55 El aplicador 610 incluye un accionamiento 619 de extensión y un accionamiento 620 theta. El accionamiento 619 de extensión mueve la abertura 625 hacia, y lejos de, la patente, 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 aumentarse o disminuirse. La forma de la abertura puede ser alterada también, por ejemplo, entre una forma circular, una forma ovalada, una forma poligonal, etc. El accionamiento 620 Theta mueve el aplicador 610 a lo largo del riel 618 entre la parte 621 superior y la parte 622 inferior de la soldadura 617 estructural. La cubierta 614 puede desplazarse junto con el aplicador 610.

- 5 La totalidad o parte del accionamiento 619 de extensión y del accionamiento 620 theta pueden estar controladas por ordenador. Por ejemplo, el accionamiento 619 de extensión y/o el accionamiento 620 theta pueden ser controlados por el mismo hardware y/o software que se usa para controlar el pórtico 605.

La abertura descrita en la presente memoria puede ser controlada de manera que se modifique su tamaño y/o forma. Por ejemplo, el tamaño de la abertura puede aumentarse o disminuirse. La forma de la abertura puede ser también alterada, 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, puede usarse un soporte (no mostrado) para sostener la abertura. La abertura puede estar dimensionada y/o conformada y colocada en el soporte. Tanto el soporte como la abertura pueden posicionarse con relación a la patente y en línea con el haz de partículas proporcionado por el sincrociclotrón. Puede usarse cualquier mecanismo para sujetar la abertura. En algunas implementaciones, la abertura y/o el dispositivo usado para sujetar la abertura pueden estar montados en el propio sincrociclotrón.

El pórtico interior es ventajoso en el sentido de que reduce la precisión con la que debe girar el pórtico exterior. Por ejemplo, el pórtico interior permite un posicionamiento de haz submilimétrico. Debido a la precisión adicional añadida por el pórtico interior, no es necesario que el pórtico exterior proporcione una precisión submilimétrica, sino que su precisión puede ser igual o mayor que un milímetro. Tampoco es necesario que el pórtico exterior sea tan grande como se requeriría con el fin de obtener altos niveles de precisión.

Puede encontrarse información adicional acerca del diseño del acelerador de partículas descrito en la presente memoria en la solicitud provisional de patente US Nº 60/760.788, titulada "High-Field Superconducting Synchrocyclotron" y presentada el 20 de Enero de 2006; la solicitud de patente US Nº 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de Agosto de 2006; y la solicitud provisional de patente US Nº 60/850.565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" y presentada el 10 de Octubre de 2006.

Pueden encontrarse detalles adicionales relacionados con una implementación ejemplar del sistema anterior en la patente US Nº 7.728.311, presentada el 16 de Noviembre de 2006 y titulada "Charged Particle Radiation Therapy". En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede ser un dispositivo de energía variable, tal como el que se describe en la solicitud de patente US Nº 13/916.401, presentada el 12 de Junio de 2013.

Implementaciones ejemplares

Con referencia a la Fig. 3, la fuente 90 de partículas es desplegada cerca del centro magnético del sincrociclotrón 10, de manera que las partículas están presentes en el plano medio del sincrociclotrón, donde el campo de voltaje de RF puede actuar sobre las mismas. Tal como se ha indicado anteriormente, la fuente de partículas puede tener una geometría de galga de iones de Penning (PIG). En la geometría PIG, dos cátodos de alto voltaje son colocados uno frente al otro de manera que estén alineados linealmente. Por ejemplo, un cátodo puede estar en un lado de la región de aceleración y un cátodo puede estar en el otro lado de la región de aceleración y en línea con las líneas del campo magnético. Un tubo 101 de gas se extiende hacia la región de aceleración próxima a la fuente de partículas. Cuando una cantidad relativamente pequeña de un gas (por ejemplo, hidrógeno/H₂) ocupa una región en el tubo entre los cátodos, puede formarse una columna de plasma a partir del gas mediante la aplicación de un voltaje a los cátodos. El voltaje aplicado causa que los electrones fluyan a lo largo de las líneas del campo magnético, esencialmente paralelas a las paredes del tubo, e ionicen las moléculas de gas que están concentradas en el interior del tubo. El campo magnético de fondo reduce la dispersión de las partículas de gas ionizadas y crea una columna de plasma entre los cátodos.

En las Figs. 19 y 20 se muestra un ejemplo de una fuente 700 de partículas de geometría PIG que puede ser usada en el sincrociclotrón 10. Con referencia a la Fig. 20, la fuente 700 de partículas incluye un lado 701 emisor que contiene una alimentación 702 de gas para recibir gas (por ejemplo, hidrógeno (H₂), y un lado 704 reflector. Una carcasa, o tubo, 706 retiene el gas. la Fig. 16 muestra la fuente 700 de partículas que pasa a través de la D 710 inactiva y adyacente a la D 711 activa (RF). Durante la operación, el campo magnético entre la D 711 activa y la D 710 inactiva causa que las partículas (por ejemplo, protones) se aceleren hacia el exterior. La aceleración es espiral para crear órbitas alrededor de la columna de plasma, con un aumento progresivo del radio partícula-a-columna de plasma. Los radios de curvatura de las espirales dependen de la masa de una partícula, de la energía impartida a la partícula por el campo de RF y de la intensidad del campo magnético.

Cuando el campo magnético es elevado, puede hacerse difícil impartir suficiente energía a una partícula de manera

que tenga un radio de curvatura suficientemente grande como para evitar la carcasa física de la fuente de partículas en su giro o giros iniciales durante la aceleración. El campo magnético es relativamente elevado en la región de la fuente de partículas, por ejemplo, del orden de 2 Teslas (T) o más (por ejemplo, 4T, 5T, 6T, 8T, 8,8T, 8,9T, 9T, 10,5T, o más). Como resultado de este campo magnético relativamente elevado, el radio partícula-a-fuente de iones inicial es relativamente pequeño para partículas de baja energía, donde las partículas de baja energía incluyen partículas que se acaban de extraer desde la columna de plasma. Por ejemplo, dicho radio puede ser del orden de 1 mm. Debido a que los radios son tan pequeños, al menos inicialmente, algunas partículas pueden entrar en contacto con el área de la carcasa de la fuente de partículas, previniendo de esta manera una aceleración hacia el exterior adicional de dichas partículas. Por consiguiente, la carcasa de la fuente 700 de partículas es interrumpida, o es separada para formar dos partes, tal como se muestra en la Fig. 20. Es decir, una parte de la carcasa de la fuente de partículas puede ser retirada por completo en la región 714 de aceleración, por ejemplo, aproximadamente en el punto en el que las partículas deben ser extraídas desde la fuente de partículas. Esta interrupción está etiquetada como 715 en la Fig. 20. La carcasa puede ser retirada también para distancias por encima y por debajo de la región de aceleración. En una implementación alternativa, se elimina una parte sustancial (por ejemplo, el 30%, 40%, 50% o más), pero no la totalidad, de la carcasa de la fuente PIG, dejando el haz de plasma parcialmente expuesto. De esta manera, partes de la carcasa PIG están separadas de sus partes equivalentes, pero no hay una separación completa como en el caso anterior.

En el sincrociclotrón descrito en la presente memoria, un haz de partículas es extraído usando un sistema de extracción resonante. Es decir, la amplitud de las oscilaciones radiales del haz es incrementada por una perturbación magnética en el interior del acelerador, que está en resonancia con estas oscilaciones. Cuando se usa un sistema de extracción resonante, la eficiencia de extracción se mejora al limitar la extensión del espacio de fase del haz interior. Con atención al diseño de las estructuras generadoras de campo magnético y de RF, la extensión del espacio de fase del haz en la extracción viene determinada por la extensión del espacio de fase al inicio de la aceleración (por ejemplo, al emerger desde la fuente de partículas). Como resultado, puede perderse una cantidad relativamente pequeña del haz en la entrada al canal de extracción y puede reducirse la radiación de fondo desde el acelerador.

Los cátodos 717 pueden ser cátodos "fríos". Un cátodo frío puede ser un cátodo que no es calentado por una fuente de calor exterior. Además, los cátodos pueden ser pulsados, lo que significa que emiten ráfagas de plasma periódicamente en lugar de en manera continua. En la presente memoria, se hace referencia a la duración durante la cual se emite una ráfaga de plasma como la anchura de pulso de la fuente de iones (o partículas). Cuando los cátodos son fríos y son pulsados, los cátodos están menos expuestos al desgaste y, por lo tanto, duran relativamente más. Además, la pulsación de los cátodos puede eliminar la necesidad de refrigerar los cátodos con agua. En una implementación, los cátodos 717 son pulsados a un voltaje relativamente elevado, por ejemplo, de aproximadamente 1 kV a aproximadamente 4 kV, y con corrientes de descarga de cátodo máximas moderadas de aproximadamente 50 mA a aproximadamente 200 mA en un ciclo de trabajo comprendido entre aproximadamente el 0,1% a aproximadamente el 1% o el 2% a tasas de repetición de entre aproximadamente 200Hz a aproximadamente 1KHz. Sin embargo, la fuente de partículas no está limitada a estos valores.

La Fig. 21 muestra una vista superior de una parte de una cavidad 800 en la que las partículas son aceleradas orbitalmente (por ejemplo, en órbitas espirales hacia el exterior) desde la fuente 700 de partículas, que puede ser tal como se ha descrito anteriormente. Las partículas cargadas son aceleradas hacia el exterior en órbitas hacia, y que finalmente alcanzan, el regenerador 802 magnético. En esta implementación ejemplar, el regenerador 802 es una estructura ferromagnética realizada, por ejemplo, en acero, hierro o cualquier otro tipo de material ferromagnético. El regenerador 802 altera el campo magnético de fondo que causa la aceleración orbital hacia el exterior. En este ejemplo, el regenerador 802 aumenta ese campo magnético (por ejemplo, proporciona una irregularidad en el campo). La irregularidad en el campo magnético de fondo afecta a las órbitas de las partículas en una manera que causa que las órbitas se muevan hacia el exterior hacia el canal 803 de extracción. Finalmente, las órbitas entran al canal 803 de extracción, desde donde salen.

Más detalladamente, una órbita de haz de partículas se aproxima a, e interactúa con, el regenerador 802. Como resultado del aumento del campo magnético, el haz de partículas gira un poco más ahí y, en lugar de ser circular, precede al canal de extracción. La Fig. 22 muestra el campo (B) magnético trazado en función del radio (r) con relación a la fuente 700 de partículas. Tal como se muestra en la Fig. 22, en este ejemplo, B varía de aproximadamente 9 Teslas (T) a aproximadamente -2T. El 9T ocurre aproximadamente en el centro de la cavidad 800. La polaridad del campo magnético cambia después de que el campo magnético atraviesa la bobina superconductora, resultando en aproximadamente -2T en el exterior de la bobina, y desvaneciéndose finalmente a aproximadamente cero. La irregularidad 805 en el campo magnético ocurre en el punto del regenerador. La Fig. 22 muestra también la gráfica del campo magnético con relación a una sección transversal de una bobina 806 que tiene un canal 803 de extracción entre dos bobinas 809, 810 superconductoras.

Con referencia a la Fig. 23, el regenerador 802 causa cambios en el ángulo y en la inclinación 810 de las órbitas, de manera que se muevan hacia el canal 803 de extracción. En el punto del canal de extracción, la intensidad del campo

magnético es suficientemente baja para permitir que el haz de partículas entre al canal de extracción y prosiga a través del mismo. Con referencia una vez más a la Fig. 21, el canal 803 de extracción contiene varias estructuras 811 magnéticas para añadir y/o restar campos dipolares para dirigir el haz de partículas entrante a través del canal 803 de extracción a los elementos de conformación de haz.

5 Para alcanzar el punto de salida, el haz de partículas debería tener la cantidad de energía apropiada. La cantidad de energía requerida para alcanzar ese punto puede variar según, por ejemplo, el tamaño del acelerador y la longitud del canal de extracción (en este ejemplo, el canal de extracción es de aproximadamente 1,7 o 2 metros de longitud). En este sentido, al menos parte del canal 803 de extracción está por encima de la bobina superconductora. De esta manera, el campo magnético en el canal de extracción cambia poco en respuesta a la rotación del acelerador. Por
10 consiguiente, la cantidad de energía necesaria para que un haz de partículas atraviese el canal de extracción no cambia apreciablemente en respuesta a la rotación del acelerador de partículas.

La bobina superconductora se mueve durante la rotación del pórtico. Las órbitas que son afectadas por el regenerador 802 cambian debido al movimiento gravitacional de la bobina. Este movimiento puede ser tan pequeño como décimas de milímetros. Sin embargo, como resultado, la energía del haz de partículas que entra al canal de extracción puede
15 ser diferente de la energía requerida para atravesar todo el canal. Para realizar un ajuste para este cambio en la energía de las partículas que entran al canal de extracción, puede colocarse una estructura 815 en el interior, o en el punto de entrada, del canal 803 de extracción. La estructura puede ser usada para absorber el exceso de energía en el haz de partículas. En este ejemplo, la estructura 815 es una cuña de espesor variable, giratoria, que puede tener una forma similar a una rueda. Un ejemplo de la estructura 815 se muestra en las Figs. 24 y 25. Tal como se muestra en
20 estas figuras, la estructura 815 puede tener un espesor que varía de manera continua. De manera alternativa, los espesores pueden variar de manera escalonada.

La estructura puede ser movida (por ejemplo, girada) para absorber una cantidad de energía apropiada desde un haz de partículas en el canal de extracción o que entra al mismo. En esta implementación, las partes 815a más gruesas de la estructura absorben más energía que las partes 815b más delgadas. Por consiguiente, la estructura se puede ser
25 movida (por ejemplo, girada) para absorber diferentes cantidades de energía en un haz de partículas. En algunas implementaciones, la estructura puede tener una parte que no contiene material (por ejemplo, un espesor "nulo"), lo que permite que el haz de partículas pase sin alteraciones. De manera alternativa, en dichos casos, la estructura puede ser movida total o parcialmente fuera de la trayectoria del haz. En algunas implementaciones, el espesor máximo puede ser del orden de centímetros; sin embargo, el espesor máximo variará de un sistema a otro, por ejemplo,
30 dependiendo de los requisitos de absorción de energía. La Fig. 25 muestra también un motor 816 que controla un eje para hacer girar la estructura 815, por ejemplo, en respuesta a una posición detectada del pórtico.

La estructura puede estar realizada en cualquier material apropiado que sea capaz de absorber energía en un haz de partículas. Tal como se ha indicado anteriormente, idealmente, la estructura minimiza la dispersión del haz de partículas en el canal de extracción; sin embargo, en la práctica, puede haber cantidades de dispersión que estén
35 presentes y que sean tolerables. Tal como se describe más detalladamente a continuación, en algunas implementaciones, pueden realizarse ajustes a los elementos del sistema de terapia de partículas que tienen en cuenta esta dispersión. Los ejemplos de materiales que pueden ser usados para la estructura incluyen, pero no se limitan a, berilio, plástico que contiene hidrógeno y carbono. Estos materiales pueden ser usados solos, en combinación o en combinación con otros materiales.

40 El movimiento (por ejemplo, la rotación) de la estructura puede ser controlado por ordenador usando un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas más amplio. El control por ordenador puede incluir la generación de una o más señales de control para controlar el movimiento de los dispositivos mecánicos, tales como los actuadores y los motores que producen el movimiento. La rotación de la estructura 815 puede ser controlada en base a una posición de rotación del acelerador de partículas, medida por la posición de rotación del pórtico (véanse, por
45 ejemplo, las Figs. 1, 11 y 12 que muestran la rotación del pórtico) en el que está montado el acelerador de partículas. Los diversos parámetros usados para establecer la posición de rotación de la estructura con respecto a la posición del pórtico pueden ser medidos empíricamente y puede ser programados en el ordenador del sistema de control.

Aguas abajo (por ejemplo, después) del canal de extracción, se usan varios dispositivos para afectar a la salida del haz de partículas. Uno de dichos dispositivos está configurado para extender los picos de Bragg del haz de partículas para conseguir una dosis de haz de partículas sustancialmente uniforme en un intervalo de profundidades en el interior del paciente. Tal como se describe en wikipedia.org, "cuando una partícula cargada rápida se mueve a través de la materia, ioniza los átomos del material y deposita una dosis a lo largo de su trayectoria. Se produce un pico debido a que la sección transversal aumenta de interacción aumenta a medida que la energía de la partícula cargada disminuye." "El pico de Bragg es un pico pronunciado en la curva de Bragg que representa la pérdida de energía de la radiación ionizante durante su desplazamiento a través de la materia. Para los protones ... el pico ocurre inmediatamente antes de que las partículas se detengan". La Fig. 26 es un ejemplo de curva de Bragg que muestra un
50 pico 900 de Bragg para una dosis y una profundidad particulares de una terapia de protones.
55

Para conseguir una dosis relativamente uniforme de la terapia de partículas en un intervalo de profundidades, un dispositivo modulador está configurado para mover los picos de Bragg del haz de partículas a lo largo del gráfico de la Fig. 26 y para cambiar la intensidad de los picos de Bragg en las ubicaciones movidas. Debido a que la terapia de partículas es acumulativa, las dosis resultantes pueden ser sumadas para obtener una dosis sustancialmente uniforme. Por ejemplo, con referencia a la Fig. 26, la dosis en el punto 901 es la suma de las dosis en el punto 902 en la curva 903 de Bragg, en el punto 904 en la curva 905 de Bragg, y en el punto 906 en la curva 907 de Bragg. Idealmente, el resultado es una dosis sustancialmente uniforme desde las profundidades 908a a 908b. A esto se hace referencia como un "pico de Bragg disperso", que se extiende en profundidad en un paciente.

En algunas implementaciones, el dispositivo modulador usado para extender los picos Bragg es una estructura, tal como una rueda moduladora, que tiene diferentes espesores en diferentes ubicaciones a lo largo de su circunferencia. Por consiguiente, la rueda moduladora puede girar con relación al haz de partículas con el fin de proporcionar la intensidad de partículas apropiada para una profundidad y un área particulares.

La Fig. 27 muestra una vista en perspectiva de una rueda 910 moduladora ejemplar y la Fig. 28 muestra una vista superior de la rueda 910 moduladora. Tal como se muestra en las figuras, la rueda moduladora tiene numerosas etapas 911, cada una con un espesor diferente (por ejemplo, que varía de un espesor cero o sustancialmente cero a un espesor del orden de centímetros o más). Los espesores son usados para variar la profundidad de los picos de Bragg correspondientes. Por ejemplo, la menor cantidad de espesor produce un pico de Bragg con la mayor profundidad, la mayor cantidad de espesor produce un pico de Bragg con la menor profundidad, y así sucesivamente. Tal como se muestra en la Fig. 28, los ángulos (por ejemplo, 912, 913, etc.) de las diversas etapas varían también, resultando diferentes longitudes circunferenciales para al menos algunas, y en algunos casos todas las, etapas. El ángulo de cada etapa ajusta cuánto subtiende el pico de Bragg correspondiente en el interior del paciente. Por ejemplo, el pico de Bragg con la mayor intensidad (por ejemplo, el pico 900 de Bragg de la Fig. 26) es el que más subtiende. Por consiguiente, su etapa 914 correspondiente tiene la mayor extensión angular. El pico de Bragg con la siguiente intensidad más grande (por ejemplo, el pico 904 de Bragg de la Fig. 26) es el que siguiente que más subtiende. Por consiguiente, su etapa 915 correspondiente tiene la siguiente extensión angular más grande; etc.

La rueda moduladora puede tener una rotación constante, substancialmente constante o variable con el fin de proporcionar la dispersión de Bragg máxima apropiada para una prescripción. En algunas implementaciones, el sistema de terapia de partículas puede incluir más de una rueda moduladora del tipo mostrado en las Figs. 27 y 28. Las ruedas moduladoras pueden conmutarse a y desde la trayectoria del haz para conseguir una dosis de haz de partículas deseada a una profundidad particular en el paciente. Por ejemplo, una primera rueda moduladora puede ser usada para una primera profundidad o intervalo de profundidades (por ejemplo, de 10 cm a 15 cm); una segunda rueda moduladora puede ser usada para una segunda profundidad o intervalo de profundidades (por ejemplo, de 15 cm a 20 cm); una tercera rueda moduladora puede ser usada para una tercera profundidad o intervalo de profundidades (por ejemplo, de 20 cm a 25 cm); etc. En algunas implementaciones, puede haber doce ruedas moduladoras; sin embargo, en otras implementaciones, pueden usarse más o menos de doce ruedas moduladoras. La profundidad de tratamiento depende también de la intensidad del haz de partículas, que es una función de la anchura de los pulsos de la fuente de iones (o partículas), tal como se describe a continuación.

Las ruedas moduladoras pueden ser conmutadas a o desde la trayectoria del haz, tal como se ha indicado anteriormente. Por ejemplo, las ruedas moduladoras pueden ser móviles a lo largo de un riel y pueden ser controladas por un motor para que puedan ser movidas a o desde la trayectoria del haz. En otras implementaciones, el riel puede estar debajo de la trayectoria del haz, y una rueda moduladora apropiada puede estar posicionada cerca de la trayectoria del haz, y, a continuación, puede ser movida a la trayectoria del haz mediante otro motor u otro sistema de control.

Las ruedas moduladoras pueden estar diseñadas para proporcionar picos de Bragg dispersados uniformemente desde una profundidad máxima a la superficie de un paciente (por ejemplo, a la capa exterior de la piel del paciente). Para personalizar la profundidad de la dosis, los picos de Bragg en ubicaciones no deseadas (por ejemplo, en el área 917 en la Fig. 26) pueden ser "desactivados". Esto se puede realizarse apagando la fuente de RF, apagando la fuente de iones o apagando ambas en un tiempo apropiado durante cada rotación de la rueda moduladora.

La anchura de pulso de la fuente de iones tiene también un efecto sobre la uniformidad de los picos de Bragg. Como fondo, se varía la cantidad de tiempo que una fuente de partículas es activada de manera intermitente (por ejemplo, periódicamente), proporcionando de esta manera la columna de plasma durante diferentes períodos de tiempo y permitiendo la extracción de diferentes números de partículas. Por ejemplo, si se aumenta la anchura de pulso, el número de partículas extraídas aumenta y, si se disminuye la anchura del pulso, el número de partículas extraídas disminuye. En algunas implementaciones, existe una relación lineal entre el tiempo durante el que la fuente de partículas está encendida y la intensidad del haz de partículas. Por ejemplo, la relación puede ser de uno a uno más un desplazamiento. En una implementación ejemplar, la fuente de partículas puede ser pulsada dentro de una ventana de frecuencias que ocurre durante un barrido de frecuencias entre una frecuencia máxima de aproximadamente 135 MHz

y una frecuencia mínima de aproximadamente 95 MHz o 90 MHz. Por ejemplo, la fuente de partículas puede ser pulsada entre 132 MHz a 131 MHz durante un periodo de tiempo. En una implementación, este periodo de tiempo es de aproximadamente 40 μ s; sin embargo, estos valores pueden variar o pueden ser diferentes en otras implementaciones. La no consecución del pulsado de la fuente de partículas fuera de la ventana de frecuencias puede inhibir la extracción de partículas desde la columna de plasma.

La Fig. 29 es un gráfico que muestra el barrido de voltaje en la cavidad resonante a lo largo del tiempo desde una frecuencia máxima (por ejemplo, 135 MHz) a una frecuencia mínima (por ejemplo, 90 MHz o 95 MHz). La ventana 920 de extracción ocurre, en este ejemplo, entre 132 MHz a 131 MHz. La anchura de pulso 921 (la anchura del pulso de la fuente de iones) puede ser variada para controlar la intensidad del haz de partículas emitido por el acelerador de partículas.

Las anchuras de pulso de la fuente de iones pueden ser ajustables con el fin de conseguir una uniformidad sustancial en los picos de Bragg dispersos. En este sentido, diversos factores, tales como la intensidad del haz de partículas, pueden contribuir a la profundidad a la que los picos de Bragg penetran en un paciente. Una rueda moduladora seleccionada puede producir diferentes curvas de Bragg para diferentes profundidades. Por ejemplo, la Fig. 30 muestra curvas de Bragg para tres profundidades diferentes. La curva 950 de Bragg es para la profundidad nominal (o predefinida) de una rueda moduladora; La curva 951 de Bragg es para la profundidad máxima para la rueda moduladora; y la curva 952 de Bragg es para la profundidad mínima de la rueda moduladora. Idealmente, los picos de Bragg dispersos deberían estar aproximadamente en el nivel nominal independientemente de la profundidad.

Tal como se muestra en la Fig. 30, las curvas 951 y 952 de Bragg tienen picos de Bragg dispersos que están inclinados. Para la curva 952 de Bragg, la pendiente es positiva; y para la curva 951 de Bragg la pendiente es negativa. Para aproximar más estrechamente el nivel de pico de Bragg nominal en el punto **b**, la intensidad del haz de partículas aumenta en el punto **a** (para elevar el pico de Bragg en el punto **a** al nivel en el punto **b**), y la intensidad del haz de partículas disminuye en el punto **c** (para reducir el pico de Bragg en el punto **c** al nivel del punto **b**). La intensidad del haz de partículas puede ajustarse también en los puntos que preceden a **a** y **c** para aumentar o disminuir los picos de Bragg en esos puntos de manera que coincidan, al menos en cierto grado, con el nivel correspondiente del pico de Bragg nominal. La intensidad del haz de partículas puede ser cambiada cambiando la anchura de pulso de la fuente de iones. Sin embargo, diferentes puntos a lo largo de las curvas 951 y 952 de Bragg requieren diferentes cantidades de ajuste con el fin de aproximarse al pico de Bragg disperso normal de la curva 950. Por consiguiente, en cada caso, las anchuras de pulso pueden ser variadas en base a la rotación de la rueda moduladora. Por ejemplo, en un punto **a** cuando la rueda moduladora impacta contra el haz de partículas, la anchura del pulso puede ser aumentada más que en los puntos que preceden a **a** a lo largo de la curva 951 de Bragg. De manera similar, en un punto **c** cuando la rueda moduladora impacta contra el haz de partículas, la anchura de pulso puede ser disminuida más que en los puntos que preceden a **c** a lo largo de la curva 952 de Bragg. Por ejemplo, la Fig. 31 es un gráfico que muestra la relación entre la anchura de pulso y el ángulo de rotación de la rueda moduladora para las curvas 950, 951 y 952 de Bragg. Los valores se han omitido, ya que son específicos de cada caso.

Las variaciones en la anchura de pulso pueden ser determinadas obteniendo las anchuras de pulso apropiadas al inicio y al final de un pico de Bragg, e interpolando linealmente entre los dos para obtener las variaciones intermedias. Pueden usarse también otros procesos, tal como se describe a continuación. Para aumentar o disminuir una dosis global, todas las anchuras de pulso pueden ser aumentada o disminuidas en un factor específico.

Con referencia a la Fig. 32, la salida 955 de la rueda 910 moduladora es un haz de partículas dispersas que tiene un perfil gaussiano (con una mayor parte de las partículas en el centro del haz). Un dispersor 956 se encuentra aguas abajo de la rueda moduladora (por ejemplo, entre la rueda 910 moduladora y la posición del paciente). El dispersor 956 remodela el haz de partículas de manera que el haz de partículas tenga una anchura (w) sustancialmente constante. Por ejemplo, el haz de partículas puede tener una sección transversal circular. En esta implementación, el dispersor 956 es una lámina de dispersión, en la que la totalidad o parte de la misma puede estar realizada en un metal, tal como plomo. Tal como se muestra, el dispersor 956 tiene un lado que tiene forma convexa e incluye más plomo en sus bordes que en su centro. Para conseguir un tamaño de haz de campo más grande, puede usarse un mayor espesor de plomo, y viceversa. En este sentido, el sistema de terapia de partículas puede incluir múltiples dispersores, que pueden conmutar a o desde la trayectoria del haz de partículas para conseguir un tamaño de campo de haz de partículas (área de sección transversal). Los dispersores pueden ser conmutados a o desde la trayectoria del haz de partículas usando un mecanismo tales como los descritos anteriormente para conmutar las ruedas moduladoras a o desde la trayectoria del haz de partículas.

Un elemento 957 de absorción puede estar dispuesto cerca del dispersor y puede ser usado para absorber la energía del haz, por ejemplo, para reducir su profundidad de penetración. El elemento de absorción puede estar realizado en plástico u otro material. Por ejemplo, si el haz debe penetrar 10 cm menos, entonces pueden usarse 10 cm de plástico. El absorbedor puede ser una rueda que tiene diferentes espesores. El espesor apropiado puede ser colocado en la trayectoria del haz de partículas según la profundidad especificada en la prescripción. Un motor u otro mecanismo

puede controlar la rueda. En otras implementaciones, el sistema de terapia de partículas puede incluir múltiples elementos de absorción, que pueden conmutarse a o desde la trayectoria del haz de partículas. Los elementos de absorción pueden conmutarse a o desde la trayectoria del haz de partículas usando un mecanismo tal como los descritos anteriormente para conmutar las ruedas moduladoras a o desde la trayectoria del haz de partículas.

5 Aguas abajo del elemento 957 de absorción, hay una cámara 958 de ionización usada para determinar una dosis total de partículas proporcionada durante un tratamiento. En algunas implementaciones, la cámara de ionización incluye planos paralelos de material conductor (por ejemplo, vapor de oro depositado sobre la película de Kapton). Durante la operación, se aplica un voltaje a los planos paralelos. Los protones ionizan el aire entre las placas paralelas y, como resultado, la carga se acumula en las placas paralelas. La cantidad de carga es proporcional a la cantidad de protones.
10 Cuando la cantidad de carga supera un cierto nivel, se emite corriente, que activa un contador. La cámara de ionización y el contador están calibrados de manera que un clic del contador corresponda a una dosis específica (en grises) del haz de partículas. Un mecanismo de control (por ejemplo, circuitos, un dispositivo de cálculo, o similar) realiza un seguimiento de la dosis en base a los clics del contador. Cuando esa dosis excede una cantidad prescrita, el haz de partículas se apaga (por ejemplo, apagando la fuente de RF, apagando la fuente de iones o apagando ambas).

15 Aguas abajo de la cámara 958 de ionización, hay una abertura 960, tal como la abertura 635 descrita anteriormente. Tal como se muestra en la Fig. 33, la abertura 960 limita la extensión del área de la sección transversal del haz 961 de partículas aplicado al paciente al bloquear las partes del haz de partículas que están fuera de un área deseada. El área puede ser regular (por ejemplo, circular) o irregular. Un bolo 962 está montado en las proximidades de la abertura, tal como se muestra en la Fig. 33. El bolo 962 tiene una forma 964 de superficie tridimensional (3D) que corresponde a una forma de superficie 3D de la superficie 965 distal de un tumor que está siendo tratado. El bolo está realizado en material absorbente de energía, tal como plástico, e idealmente restringe la penetración máxima del haz de partículas en el interior de la patente a la superficie distal del tumor. Típicamente, la forma del bolo se determina en base a la información proporcionada sobre un tumor en una prescripción. El sistema de control envía un archivo que identifica la forma del bolo a una fresadora que produce el bolo.
20

25 En las implementaciones ejemplares descritas en la presente memoria, una prescripción específica lo siguiente: dosis de partículas, tasa de dosis de partículas, posición del paciente, ángulo de rotación de la camilla del paciente, ángulo de rotación del pórtico, tamaño del campo del haz, profundidad del haz, una extensión de la profundidad del haz, una configuración de una abertura usada para limitar el área del haz de partículas, y una configuración de un bolo. En otras implementaciones, no es necesario que una prescripción incluya la totalidad de estas características y puede incluir otras características operativas o diferentes de un tratamiento o sistema de diagnóstico.
30

La prescripción puede ser transmitida en formato DICOM RT ION. Un sistema de control, que puede ser parte del sistema de terapia de partículas descrito en la presente memoria, recibe un archivo que contiene la prescripción, interpreta el contenido del archivo y configura el sistema de terapia de partículas según la prescripción. El sistema de control puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y/u otros elementos electrónicos, lógica programable, etc., que están configurados para proporcionar entradas/salidas (I/O) a diversos subsistemas del sistema de terapia de partículas para realizar los procesos de configuración. A continuación, se explican los procesos de configuración ejemplares para las diversas características operativas especificadas en la prescripción ejemplar anterior.
35

La prescripción puede especificar la dosis de partículas a proporcionar al paciente. La dosis puede ser controlada usando la cámara 958 de ionización descrita anteriormente. Es decir, inicialmente se enciende el haz de partículas. Un mecanismo de control (por ejemplo, circuitos o un dispositivo informático) realiza un seguimiento de la dosis en base a los clics desde el contador que es activado por la salida desde la cámara de ionización. Cuando la dosis excede la cantidad prescrita, el haz de partículas se apaga (por ejemplo, apagando la fuente de RF, apagando la fuente de iones o apagando ambas). El haz de partículas puede encenderse o apagarse para aumentar o disminuir la dosis, respectivamente.
40

45 En algunos casos, la dosis puede depender del tamaño del campo del haz (área de la sección transversal). En una implementación, puede haber tres dispersores diferentes para producir tres tamaños de campo de haz diferentes. En otras implementaciones, este puede no ser el caso o puede haber un número diferente de dispersores. Cada dispersor puede estar asociado a un coeficiente A, B, C diferente, que es multiplicado por el número de clics registrados por un haz de partículas producido con un dispersor correspondiente. Por ejemplo, el coeficiente para A puede ser 10.000, el coeficiente para B puede ser 40.000 y el coeficiente para C puede ser 7.500. Cuando el número de clics multiplicado por el coeficiente apropiado alcanza un umbral apropiado, el haz se apaga. Pueden usarse valores diferentes a los indicados anteriormente para los coeficientes de dispersión.
50

La prescripción puede especificar la tasa de dosis para las partículas a ser proporcionadas al paciente. La tasa de dosis, en este contexto, corresponde a la dosis proporcionada en un intervalo de profundidades en el interior del paciente (por ejemplo, a la forma de un pico de Bragg disperso). En este sentido, el sistema de terapia de partículas establece una anchura de pulso nominal de la fuente de iones para una tasa de dosis nominal que tiene un tamaño de
55

campo de haz determinado. Tal como se ha descrito anteriormente con respecto a la Fig. 30, la forma de las curvas de Bragg puede variar para diferentes profundidades en el interior del paciente. Por consiguiente, puede usarse una LUT para determinar cómo variar las anchuras de pulso de la fuente de iones a medida que la rueda moduladora gira con el fin de aproximarse a un nivel de dosis que tiene un pico de Bragg uniforme para diferentes profundidades. El sistema supervisa también la tasa de dosis usando la salida de la cámara de ionización y ajusta la anchura de pulso de la fuente de iones para mantener o variar un nivel de tasa de dosis. Por ejemplo, si se determina que una dosis es demasiado baja, todas las anchuras de pulso pueden ser aumentadas en cierta cantidad para aumentar el nivel de dosis. Esto se suma a la variación de las anchuras de pulso con la rotación de la rueda moduladora para cambiar la forma de un pico de Bragg disperso.

5 En algunas implementaciones, la estructura 815 (Figs. 24 y 25) dispersa el haz de partículas. Esta dispersión puede afectar la tasa de dosis. Tal como se ha explicado anteriormente, la rotación de la estructura 815 depende de la rotación del pórtico. Por consiguiente, para compensar la dispersión introducida por la estructura 815, puede seleccionarse un multiplicador que está basado en el ángulo de rotación del pórtico. El multiplicador puede ser aplicado a la anchura de pulso de la fuente de iones para aumentar o disminuir la anchura de pulso y para aumentar o disminuir, de esta manera, la intensidad del haz de partículas. En una implementación ejemplar, el multiplicador puede ser un valor de "2" y ese multiplicador puede ser aplicado a la anchura de pulso de la fuente de iones (para duplicar de esta manera la anchura del pulso) cuando el pórtico está en un ángulo de 90°. En otras implementaciones, puede usarse un multiplicador diferente (incluyendo un multiplicador fraccional), puede no usarse ningún multiplicador, o pueden usarse numerosos multiplicadores diferentes para diferentes ángulos de rotación del pórtico.

10 La prescripción puede especificar la posición del paciente, según la define la ubicación de la camilla en la que se encuentra el paciente. En algunas implementaciones, la posición de la camilla se especifica en términos de coordenadas X, Y y Z cartesianas. El sistema de control puede recibir estas coordenadas y puede controlar uno o más motores u otros mecanismos de movimiento para colocar la camilla en la posición XYZ apropiada. La prescripción puede especificar también la posición (Φ) de rotación de la camilla. En este sentido, la camilla es giratoria con relación a un plano predefinido (por ejemplo, el plano XY). Φ indica la cantidad de la rotación para la camilla con relación a ese plano.

15 La prescripción puede especificar la posición de rotación del pórtico. Esto se especifica en la prescripción mediante un ángulo Θ . En este sentido, el pórtico (en el que está montado el acelerador de partículas) puede ser girado alrededor de un eje hasta un punto en el que debe aplicarse el tratamiento, tal como se ha descrito anteriormente. El sistema de control identifica esta posición (Θ) de rotación en la prescripción, y mueve el pórtico de manera correspondiente.

20 La prescripción puede especificar el tamaño del campo del haz (por ejemplo, el área de la sección transversal del haz de partículas a aplicar al paciente). En algunas implementaciones, el área de la sección transversal del haz de partículas es circular. En otras implementaciones, el área de la sección transversal del haz de partículas puede tener otras formas, por ejemplo, ovalada, rectangular, etc. En cualquier caso, el tamaño del campo del haz puede ser especificado en términos de coordenadas XY. El sistema de control recibe estas coordenadas XY y controla el tamaño del campo del haz seleccionando un dispersor apropiado (por ejemplo, 956) a ser colocado en la trayectoria del haz. Tal como se ha descrito anteriormente, diferentes dispersores producen diferentes tamaños de campo de haz. En este sentido, pueden posicionarse varios dispersores en una bandeja que es móvil con relación a una trayectoria del haz con el fin de posicionar un dispersor particular en la trayectoria del haz. En una implementación, la bandeja incluye tres dispersores separados y un orificio (que puede rellenarse con otro dispositivo). En otras implementaciones, puede haber más o menos dispersores seleccionables.

25 En algunas implementaciones, el haz de partículas puede incidir en el dispersor descentrado, dependiendo del ángulo del pórtico. Esto puede ser causado por la dispersión producida por la estructura 815. Por consiguiente, la posición del dispersor puede ser controlada, por ejemplo, según la prescripción, de manera que el haz de partículas incida en el centro de, cerca del centro de, o en cualquier otra ubicación apropiada en el dispersor. El movimiento del dispersor de esta manera puede reducir las disparidades inesperadas en el tamaño del campo del haz.

30 La prescripción puede especificar una profundidad a la cual debe penetrar el haz de partículas en el paciente. La profundidad puede ser controlada, al menos en parte, mediante la incorporación de uno o más elementos de absorción de haz en la trayectoria del haz (por ejemplo, como parte del dispersor). Por ejemplo, tal como se ha descrito anteriormente, un elemento 957 de absorción puede ser de plástico, y puede tener un espesor que está relacionado linealmente con la cantidad en la que debe disminuirse la profundidad de penetración. Por ejemplo, si la profundidad de penetración debe reducirse en 10 cm, el elemento de absorción puede tener un espesor uniforme de 10 cm. Tal como se ha indicado anteriormente, el elemento de absorción puede ser una rueda que tiene diferentes espesores. El espesor adecuado puede ser colocado en la trayectoria del haz de partículas en base a la profundidad especificada en la prescripción. Un motor u otro mecanismo puede controlar la rueda. En otras implementaciones, pueden usarse una estructura y un mecanismo de movimiento diferentes.

La profundidad especificada puede requerir también la selección de una rueda moduladora apropiada. Más específicamente, tal como se ha explicado anteriormente, cada rueda moduladora está configurada para proporcionar un intervalo de profundidades de Bragg máximas. Tal como se ha descrito anteriormente, puede usarse una interpolación lineal para determinar las variaciones en las anchuras de pulso que pueden ser usadas para corregir los picos de Bragg dispersos a diferentes profundidades. En otras implementaciones, las anchuras de pulso pueden ser ajustadas de la siguiente manera. Tal como se ha indicado anteriormente, la Fig. 31 muestra la anchura de pulso representada en función de los ángulos de rotación con relación a los diferentes picos a, b y c de Bragg. Tal como se muestra en la Fig. 31, en el punto **a**, la anchura del pulso es máxima (y aumentada), ya que se necesita una intensidad de haz de partículas adicional para llevar el punto **a** al nivel nominal. En el punto **c**, la anchura del pulso es mínima (y disminuye) ya que se necesita una intensidad de haz de partículas reducida para llevar el punto **c** al nivel nominal.

En algunas implementaciones, la anchura de pulso y el ángulo de rotación correspondiente de la rueda moduladora son determinados para los picos de Bragg a medio camino (en **e**) entre una profundidad máxima en **a** y una profundidad de diseño en **b**, y a medio camino (en **d**) entre una profundidad mínima **c** y una profundidad de diseño **b**. Se determinan las relaciones entre la anchura de pulso y el ángulo de rotación para esos puntos intermedios. Y se selecciona una curva **b**, **d** o **e** de ajuste de anchura de pulso apropiada (Fig. 31) se selecciona en base a la ubicación de un pico de Bragg con relación a **a**, **b** o **c**. Por ejemplo, si el pico de Bragg está entre **c** y **d**, se selecciona la curva **c**; si el pico de Bragg está entre **b** y **d**, se selecciona la curva **b**; si el pico de Bragg está entre **e** y **a**, se selecciona la curva **a**; y si el pico de Bragg está entre **b** y **e**, se selecciona la curva **b**. Las curvas usadas para especificar la anchura de pulso para diferentes ángulos de rotación puede ser parte de un archivo de modulación de corriente de haz (BCM). En una implementación, hay dos archivos BCM por cada rueda moduladora y 12 ruedas moduladoras; sin embargo, diferentes implementaciones pueden incluir diferentes números de archivos BCM y ruedas moduladoras.

Por consiguiente, como resumen, las LUTs que especifican la profundidad a la que debe penetrar el haz de partículas en el paciente pueden proporcionar información que indique qué rueda moduladora seleccionar, qué absorben usar y qué archivo BCM usar.

La prescripción puede especificar la extensión de la profundidad en el paciente (por ejemplo, la longitud del pico de Bragg disperso en el interior del paciente). Más específicamente, tal como se ha indicado anteriormente, cada rueda moduladora puede estar diseñada para proporcionar picos de Bragg extendidos uniformemente desde una profundidad máxima a la superficie de un paciente (por ejemplo, a la capa exterior de la piel del paciente). Para personalizar la profundidad de la dosis, los picos de Bragg en ubicaciones no deseadas (por ejemplo, en el área 917 en la Fig. 26) pueden "ser apagados". Esto puede hacerse apagando la fuente de RF, apagando la fuente de iones o apagando ambas en un tiempo apropiado durante cada rotación de la rueda moduladora. Como resultado, es posible personalizar la longitud del pico de Bragg en base a la prescripción.

La prescripción puede especificar una forma particular del haz de partículas. La forma puede ser controlada seleccionando una abertura apropiada, a través de la cual debe pasar el haz de partículas. La apertura puede ser seleccionada y montada de manera automática (por ejemplo, usando motores, robots o similares) o manualmente.

La prescripción puede especificar una forma distal de un tumor a ser tratado con terapia de partículas. La forma puede ser irregular y puede especificar inherentemente una profundidad variable del haz de partículas. Tal como se ha descrito anteriormente, puede fabricarse e instalarse un bolo, bien manual o bien automáticamente, para proporcionar profundidades máximas del haz de partículas que corresponden a la forma distal del tumor.

Tal como se ha descrito anteriormente, el movimiento (por ejemplo, la rotación) de la estructura puede ser controlado por ordenador usando un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas más amplio. El control por ordenador puede incluir la generación de una o más señales de control para controlar el movimiento de los dispositivos mecánicos, tales como los actuadores y motores que producen el movimiento. La rotación de la estructura 815 puede ser controlada en base a la posición de rotación del acelerador de partículas, medida por la posición de rotación del pórtico (véanse, por ejemplo, las Figs. 1, 11 y 12 que muestran la rotación del pórtico) en el que está montado el acelerador de partículas. Los diversos parámetros usados para establecer la posición de rotación de la estructura con respecto a la posición del pórtico pueden ser medidos empíricamente, y pueden ser programados en el ordenador del sistema de control.

En este sentido, los efectos de la gravedad pueden afectar a la homogeneidad del haz de partículas en diferentes ángulos. Por ejemplo, el pórtico hace girar el acelerador de partículas alrededor del paciente. Como resultado, el acelerador debe suministrar el haz de partículas desde ángulos diferentes. Los diferentes efectos de la gravedad en estos ángulos pueden causar que el haz de partículas tenga diferentes propiedades a los diferentes ángulos. En los sistemas ejemplares descritos en la presente memoria, el ordenador del sistema de control puede estar programado para tener en cuenta los efectos de la gravedad y para realizar ajustes en el sistema para contrarrestar estos efectos. Por ejemplo, en una implementación, puede establecerse un conjunto de parámetros (por ejemplo, en una tabla de consulta que es parte o no de la prescripción) que son especificados para cada ángulo de rotación del pórtico. El

ordenador del sistema de control puede determinar el ángulo actual del pórtico, puede leer los parámetros de la tabla correspondientes a ese ángulo y puede realizar los ajustes apropiados en base a esos parámetros.

5 En una implementación ejemplar, la tabla de consulta incluye parámetros para incrementos angulares de diez grados, por ejemplo, para ángulos de pórtico de 10°, 20°, 30°, 40° y así sucesivamente. Para ángulos de pórtico entre estos incrementos de diez grados, el sistema de ordenador de control puede interpolar entre los valores de los parámetros para ángulos por encima y por debajo del ángulo de pórtico intermedio. En algunas implementaciones, los incrementos angulares pueden ser menores de diez grados, por ejemplo, los incrementos angulares pueden ser de un grado, dos grados, cinco grados y así sucesivamente.

10 En algunas implementaciones, los parámetros que dependen del pórtico y que pueden ser incluidos en una o más tablas de consulta (u otras construcciones) para que varíen con el ángulo del pórtico incluyen, pero no se limitan a, la rotación de la estructura 815 (una "rueda microabsorbente"), un desplazamiento de corriente magnética apropiado para un ángulo determinado, un desplazamiento de corriente de iones (haz) apropiado para un ángulo determinado, una anchura de pulso de partículas para un ángulo determinado (por ejemplo, la anchura/duración de un pulso de partículas desde la fuente de iones), una tabla de modulación de amplitud de frecuencia para un ángulo determinado, valores de posición para una bobina de direccionamiento en la salida del acelerador para dirigir el haz de partículas al paciente, y posiciones de bobina, incluyendo las bobinas principales y cualquier bobina de retorno activa.

20 En algunas implementaciones, el ordenador del sistema de control usa un proceso de corrección de bucle abierto y, en otras implementaciones, el ordenador del sistema de control usa un proceso de corrección de bucle cerrado. En un proceso de corrección de bucle abierto ejemplar, el ordenador del sistema de control obtiene un parámetro desde la tabla de consulta para un ángulo particular y realiza operaciones para configurar el sistema en el parámetro obtenido. Por ejemplo, el sistema puede obtener una corriente magnética para un ángulo de pórtico determinado, y puede emitir una señal para enviar la cantidad apropiada de corriente al imán. En un proceso de corrección de bucle cerrado ejemplar, el ordenador del sistema de control obtiene un parámetro para la tabla de consulta, determina un valor de corriente correspondiente al parámetro y realiza los ajustes apropiados hasta que el valor actual alcance el valor obtenido. Por ejemplo, puede usarse un sistema de retroalimentación y/o un circuito de retroalimentación para medir el valor de corriente y los ajustes a ese valor, y el ordenador del sistema de control puede continuar realizando ajustes hasta que se consiga el valor apropiado para el parámetro.

30 En algunas implementaciones, el sistema de terapia de partículas incluye un sistema de barrido en la salida del acelerador de partículas. En este sentido, con referencia a la Fig. 34, en la salida del canal 1002 de extracción de un acelerador de partículas (que puede tener la configuración mostrada en las Figs. 1 y 2) hay un sistema de formación de haz, tal como el sistema 125 de formación de haz. El haz El sistema de formación de haz puede ser un sistema de barrido. Un ejemplo de sistema de escaneo 1006 se muestra en la Fig. 34, que puede ser usado para realizar un barrido con el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. La Fig. 35 muestra ejemplos de los componentes del sistema de barrido que incluyen un imán 1008 de barrido, una cámara 1009 de iones y un degradador 1010 de energía. En la Fig. 35, no se muestran otros componentes del sistema de barrido.

35 En una operación ejemplar, el imán 1008 de barrido es controlable en dos dimensiones (por ejemplo, dimensiones XY Cartesianas) para dirigir el haz de partículas a través de una parte (por ejemplo, una sección transversal) de un objetivo de irradiación. La cámara 1009 de iones detecta la dosis del haz y envía de vuelta esa información a un sistema de control. El degradador 1010 de energía es controlable para mover material a y desde la trayectoria del haz de partículas para cambiar la energía del haz de partículas y, por lo tanto, la profundidad a la que penetrará el haz de partículas en el objetivo de irradiación.

40 Las Figs. 36 y 37 muestran vistas de un imán 1008 de barrido ejemplar. El imán 1008 de barrido incluye dos bobinas 1011, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección X, y dos bobinas 1012, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección Y. En algunas implementaciones, el control se consigue variando la corriente a través de uno o ambos conjuntos de bobinas para variar de esta manera el campo o los campos magnéticos producidos de esta manera. Variando el campo o los campos magnéticos de manera apropiada, el haz de partículas puede ser movido en la dirección X y/o Y a través del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el imán de barrido no es móvil físicamente con relación al acelerador de partículas. En otras implementaciones, el imán de barrido puede ser móvil con relación al acelerador (por ejemplo, además del movimiento provisto por el pórtico).

45 En este ejemplo, la cámara 1009 de iones detecta la dosis aplicada por el haz de partículas mediante la detección de los números de pares de iones creados en el interior de un gas causados por la radiación incidente. Los números de pares de iones corresponden a la dosis proporcionada por el haz de partículas. Esa información es enviada de vuelta a un sistema informático que controla la operación del sistema de terapia de partículas. El sistema informático (no mostrado), que puede incluir memoria y uno o más dispositivos de procesamiento, determina si la dosis detectada por la cámara de iones es la dosis prevista. Si la dosificación no es la prevista, el sistema informático puede controlar el acelerador para interrumpir la producción y/o la salida del haz de partículas, y/o controlar el imán de barrido para

prevenir la salida del haz de partículas al objetivo de irradiación.

La Fig. 38 muestra un modulador 1015 de intervalo, que es una implementación ejemplar del degradador 1010 de energía. En algunas implementaciones, tal como la mostrada en la Fig. 38, el modulador de intervalo incluye una serie de placas 1016. Las placas pueden estar realizadas en uno o más materiales absorbentes de energía.

- 5 Una o más de las placas puede ser movido a o desde la trayectoria del haz para afectar de esta manera a la energía del haz de partículas y, de esta manera, a la profundidad de penetración del haz de partículas en el interior del objetivo de irradiación. Por ejemplo, cuantas más placas sean movidas a la trayectoria del haz de partículas, más energía absorberán las placas y menos energía tendrá el haz de partículas. Por el contrario, cuantas menos placas sean movidas a la trayectoria del haz de partículas, menor será la energía absorbida por las placas y más energía tendrá el haz de partículas. Los haces de partículas de energía más alta penetran más profundamente en el objetivo de irradiación que los haces de partículas de energía más baja. En este contexto, "más alta" y "más baja" se entienden como términos relativos y no tienen ninguna connotación numérica específica.

- 10 Las placas son movidas físicamente a y desde la trayectoria del haz de partículas. Por ejemplo, tal como se muestra en la Fig. 39, una placa 1016a se mueve a lo largo de la dirección de la flecha 1017 entre las posiciones en la trayectoria del haz de partículas y fuera de la trayectoria del haz de partículas. Las placas son controladas por ordenador. Generalmente, el número de placas que son movidas a la trayectoria del haz de partículas corresponde a la profundidad a la que debe tener lugar el barrido de un objetivo de irradiación. Por ejemplo, el objetivo de irradiación puede ser dividido en secciones transversales, cada una de las cuales corresponde a una profundidad de irradiación. Una o más placas del modulador de intervalo pueden ser movidas a o desde la trayectoria del haz hacia el objetivo de irradiación para conseguir la energía apropiada a irradiar cada una de estas secciones transversales del objetivo de irradiación.

- 15 En algunas implementaciones, se establece un plan de tratamiento antes de tratar el objetivo de irradiación usando un barrido. El plan de tratamiento puede especificar la manera en la que debe realizarse el barrido para un objetivo de irradiación particular. En algunas implementaciones, el plan de tratamiento especifica la siguiente información: un tipo de barrido (por ejemplo, barrido de puntos o barrido rasterizado); ubicaciones de barrido (por ejemplo, ubicaciones de los puntos a ser barridos); corriente magnética por cada ubicación de barrido; dosis por cada punto; ubicaciones (por ejemplo, profundidades) de las secciones transversales del objetivo de irradiación; energía de haz de partículas por cada sección transversal; placas u otros tipos de piezas a mover a la trayectoria del haz para cada energía del haz de partículas; etc. Generalmente, el barrido de puntos implica la aplicación de irradiación en puntos discretos en un objetivo de irradiación y el barrido rasterizado implica mover un punto de radiación a través del objetivo de radiación. Por lo tanto, el concepto de tamaño de punto se aplica tanto al barrido rasterizado como al barrido de puntos.

- 20 Cualquier componente del sistema de barrido, incluyendo los descritos anteriormente, puede verse afectado por la gravedad resultante del movimiento del acelerador. Por consiguiente, cualquiera o la totalidad de los componentes anteriores del sistema de barrido pueden ser controlados para compensar los efectos de la gravedad. En este sentido, típicamente, el modulador de intervalo no gira con el acelerador; sin embargo, en los sistemas en los que lo hace, el modulador de intervalo puede ser controlado también. Puede usarse tanto un control de bucle abierto como un control de bucle cerrado para compensar los efectos de la gravedad sobre el sistema de barrido. Los parámetros asociados con el sistema de barrido pueden ser incorporados a la tabla de consulta y pueden ser obtenidos por el ordenador de control, tal como se ha descrito anteriormente.

- 25 La configuración del sistema de terapia de partículas según una prescripción puede ser controlada por ordenador. Los controles por ordenador pueden ser efectuados a través de una o más señales emitidas desde uno o más ordenadores a varios componentes electrónicos en, o asociados con, el sistema de terapia de partículas. En este sentido, la totalidad o parte de los procesos de configuración implementados por el sistema de control y sus diversas modificaciones (a los que se hace referencia, en adelante, en la presente memoria, como "los procesos") pueden ser implementados, al menos en parte, mediante un producto de programa de ordenador, es decir, un programa de ordenador materializado de manera tangible en uno o más soportes de información, por ejemplo, en uno o más medios de almacenamiento tangibles, no transitorios, legibles por máquina, para su ejecución por, o para controlar la operación de, un aparato de procesamiento de datos, por ejemplo, un procesador programable, un ordenador, o múltiples ordenadores.

- 30 Un programa de ordenador puede escribirse en cualquier forma de lenguaje de programación, incluyendo lenguajes compilados o interpretados, y puede ser desplegado en cualquier forma, incluso como un programa independiente o como un módulo, componente, subrutina u otra unidad adecuada para su uso en un entorno informático. Un programa de ordenador puede ser desplegado para ser ejecutado en un ordenador o en múltiples ordenadores en un sitio o distribuidos en múltiples sitios e interconectados mediante una red.

- 35 Las acciones asociadas con la implementación de los procesos pueden ser realizadas por uno o más procesadores

programables que ejecutan uno o más programas de ordenador para realizar las funciones del proceso de calibración. La totalidad o parte de los procesos pueden ser implementados como circuitos lógicos de propósito especial, por ejemplo, un FPGA (matriz de puerta programable en campo) y/o un ASIC (circuito integrado específico de la aplicación).

5 Los procesadores adecuados para la ejecución de un programa de ordenador incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores de propósito tanto general como especial, y uno o más procesadores cualesquiera de cualquier tipo de ordenador digital. Generalmente, un procesador recibirá instrucciones y datos desde un área de almacenamiento de solo lectura o de un área de almacenamiento de acceso aleatorio o desde ambos. Los elementos de un ordenador (incluyendo un servidor) incluyen uno o más procesadores para ejecutar instrucciones y uno o más dispositivos de área
10 de almacenamiento para almacenar instrucciones y datos. Generalmente, un ordenador incluirá también, o estará acoplado operativamente para recibir datos desde, o transferir datos a, o ambos, uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina, tales como dispositivos de almacenamiento masivo para el almacenamiento de datos, por ejemplo, discos magnéticos, magneto-ópticos o discos ópticos. Los medios de almacenamiento legibles por máquina adecuados para materializar las instrucciones y los datos del programa de ordenador incluyen todas las
15 formas de área de almacenamiento no volátil, incluyendo a modo de ejemplo, dispositivos de área de almacenamiento basados en semiconductores, por ejemplo, EPROM, EEPROM y dispositivos de área de almacenamiento de tipo flash; discos magnéticos, por ejemplo, discos duros interiores o discos extraíbles; discos magneto-ópticos; y discos CD-ROM y DVD-ROM.

20 Cualquiera de las dos implementaciones anteriores puede ser usada en una combinación apropiada para afectar a la energía de un haz de partículas en el canal de extracción. De manera similar, las características individuales de cualquiera de las dos implementaciones anteriores pueden ser usadas en una combinación apropiada para el mismo propósito.

25 Los elementos de las diferentes implementaciones descritas en la presente memoria pueden ser combinados para formar otras implementaciones que expuestas de manera específica anteriormente. Es posible que algunos elementos no sean incluidos en los procesos, sistemas, aparatos, etc., descritos en la presente memoria, sin afectar negativamente a su operación. Varios elementos separados pueden ser combinados en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en la presente memoria.

Las implementaciones ejemplares descritas en la presente memoria no están limitadas a su uso con un sistema de terapia de partículas o a su uso con los sistemas de terapia de partículas ejemplares descritos en la presente memoria.

30 Puede encontrarse información adicional relacionada con el diseño de una implementación ejemplar de un acelerador de partículas que puede ser usado en un sistema según se ha descrito en la presente memoria en la solicitud provisional de patente US N° 60/760.788, titulada "High-Field Superconducting Synchrocyclotron" y presentada el 20 de Enero de 2006; la solicitud de patente US N° 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de Agosto de 2006; y la solicitud provisional de patente US N° 60/850.565, titulada "Cryogenic Vacuum
35 Break Pneumatic Thermal Coupler" y presentada el 10 de Octubre de 2006.

40 Las siguientes solicitudes describen aspectos adicionales de los sistemas de la solicitud en cuestión: la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.466), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.515), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (Solicitud N° 61/707.548), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (Solicitud N° 61/707.572), la solicitud provisional US titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (Solicitud N° 61/707.590), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.704), la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY (Solicitud N° 61/707.624), y la solicitud provisional US titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (Solicitud N° 61/707.645).

45 Las siguientes solicitudes describen aspectos adicionales de los sistemas de la solicitud en cuestión: la patente US N° 7.728.311 concedida el 1 de Junio de 2010, la solicitud de patente US N° 11/948.359 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la solicitud de patente US N° 12/275.103 presentada el 20 de Noviembre de 2008, la solicitud de patente US N° 11/948.662 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la solicitud provisional US N° 60/991.454 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la patente US N° 8.003.964 concedida el 23 de Agosto de 2011, la patente US N° 7.208.748
50 concedida el 4 de Abril de 2007, la patente US N° 7.402.963 concedida el 22 de Julio de 2008, la solicitud de patente US N° 13/148.000 presentada el 9 de Febrero de 2010, la solicitud de patente US N° 11/937.573 presentada el 9 de Noviembre de 2007, la solicitud de patente US N° 11/187.633, titulada "A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de Julio de 2005, la solicitud provisional US N° 60/590.089, presentada el 21 de Julio de 2004, la solicitud de patente US N° 10/949.734, titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", presentada el 24 de Septiembre de 2004, y la solicitud provisional
55 US N°60/590.088, presentada el 21 de Julio de 2005.

5 Cualquier característica de la solicitud en cuestión puede ser combinada con una o más características apropiadas de las siguientes: la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.466), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.515), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (Solicitud N° 61/707.548), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (Solicitud N° 61/707.572), la solicitud provisional US titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (Solicitud N° 61/707.590), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (Solicitud N° 61/707.704), la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (Solicitud N° 61/707.624), y la solicitud provisional US titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (Solicitud N° 61/707.645), la patente US N° 7.728.311
10 concedida el 1 de Junio de 2010, la solicitud de patente US N° 11/948.359 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la solicitud de patente US N° 12/275.103 presentada el 20 de Noviembre de 2008, la solicitud de patente US N° 11/948.662 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la solicitud provisional US N° 60/991.454 presentada el 30 de Noviembre de 2007, la solicitud de patente US N° 13/907.601, presentada el 31 de Mayo de 2013, la solicitud de patente US N° 13/916.401, presentada el 12 de Junio de 2013, la patente US N° 8.003.964 concedida el 23 de Agosto de 2011, la patente US N° 7.208.748 concedida el 24 de Abril de 2007, la patente US N° 7.402.963 concedida el 22 de Julio de 2008, la solicitud de patente US N° 13/148.000 presentada el 9 de Febrero de 2010, la solicitud de patente US N° 11/937.573 presentada el 9 de Noviembre de 2007, la solicitud de patente US N° 11/187.633, titulada "A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron," presentada el 21 de Julio de 2005, solicitud provisional US N° 60/590.089, presentada el 21 de Julio de 2004, la solicitud de patente US N° 10/949.734,
20 titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", presentada el 24 de Septiembre de 2004, y la solicitud provisional US N° 60/590.088, presentada el 21 de Julio de 2005.

Otras implementaciones no descritas específicamente en la presente memoria están también dentro del alcance de las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (10) de terapia de partículas que comprende:
- un pórtilo (601, 605) que es giratorio con relación a una posición de un paciente;
 - un acelerador (604) de partículas montado en el pórtilo, en el que la función del acelerador de partículas es emitir un haz de partículas de manera esencialmente directa a la posición del paciente, en el que el acelerador (604) de partículas comprende:
 - una cavidad (800) en la que las partículas son aceleradas orbitalmente;
 - un canal (803) de extracción para recibir partículas desde la cavidad (800); y
 - una rueda (815) de absorción colocada en un punto de entrada del canal (803) de extracción; y
- 10 un sistema de control para generar instrucciones para la máquina para configurar las características operativas del sistema de terapia de partículas, en el que al menos una de las características operativas está relacionada con, o es afectada por, un ángulo de rotación del pórtilo con relación a la posición del paciente,
- en el que la configuración de las características operativas del sistema de terapia de partículas comprende ajustar una posición de la rueda (815) de absorción.
- 15 2. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende una posición angular del pórtilo.
3. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, que comprende además una fuente (90, 700) de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a la cavidad (800), en el que un pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso que corresponde a la duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso; y
- 20 en el que la al menos una de las características operativas comprende un multiplicador que está basado en una posición de rotación del pórtilo y que se aplica a la anchura de pulso.
4. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende:
- 25 una dosis de partículas emitidas por el acelerador de partículas; o
- una tasa de dosis de partículas emitidas por el acelerador de partículas.
5. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 4, en el que: al menos una de las características operativas comprende una tasa de dosis de partículas emitidas por el acelerador de partículas; y el sistema de terapia de partículas comprende además una fuente (90, 700) de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a la cavidad (800), en el que cada pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso correspondiente a una duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso correspondiente y
- 30 una rueda moduladora que tiene diferentes espesores, en el que cada espesor se extiende a través de una longitud circunferencial diferente de la rueda moduladora,
- en el que la configuración de la tasa de dosis comprende variar las anchuras de pulso en base a la posición de rotación de la rueda moduladora.
- 35 6. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende una posición de un paciente, y opcionalmente en el que el sistema de terapia de partículas comprende además una estructura (606) para situar al paciente, la estructura correspondiente a la posición del paciente y en el que la configuración de la posición del paciente comprende mover la estructura con relación a una o más posiciones de coordenadas.
- 40 7. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende un tamaño de campo de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas, y opcionalmente en el que el sistema de terapia de partículas comprende además dispositivos de dispersión que tienen diferentes configuraciones para cambiar el tamaño de campo del haz de partículas, y en el que la configuración del tamaño del campo comprende seleccionar uno de los dispositivos de dispersión a ser movido a una trayectoria del haz de partículas, y mover el dispositivo de dispersión seleccionado a la trayectoria del haz de partículas.
- 45

8. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende la profundidad del haz de partículas emitido por el acelerador de partículas.
9. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 8, que comprende, además:
- 5 un elemento (957) de absorción que tiene diferentes espesores para absorber el haz de partículas; en el que la configuración de la profundidad comprende controlar el elemento de absorción para colocar un espesor específico en una trayectoria del haz de partículas.
10. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 8, que comprende, además:
- ruedas (910) moduladoras, en el que cada rueda moduladora tiene espesores diferentes, en el que cada espesor se extiende a través de una longitud circunferencial diferente de la rueda moduladora;
- 10 en el que la configuración de la profundidad comprende seleccionar una rueda moduladora a ser movida a una trayectoria del haz de partículas.
11. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 10, que comprende, además:
- una fuente (90, 700) de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a la cavidad (800),
- 15 en el que cada pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso correspondiente a una duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso correspondiente;
- en el que la configuración de la profundidad comprende además seleccionar un archivo que contiene instrucciones para variar la anchura de pulso en base a una posición de rotación de una rueda moduladora seleccionada.
- 20 12. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende una extensión de una profundidad de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas, y opcionalmente en el que el sistema de terapia de partículas comprende además una fuente de partículas para proporcionar pulsos de plasma ionizado a la cavidad, en el que cada pulso de la fuente de partículas tiene una anchura de pulso correspondiente a la duración de la operación de la fuente de partículas para producir el pulso correspondiente y una rueda moduladora que tiene diferentes espesores, en el que cada espesor se extiende
- 25 a través de una longitud circunferencial diferente de la rueda moduladora, en el que la configuración de la extensión de la profundidad de un haz de partículas comprende apagar la fuente de partículas en posiciones de rotación específicas de la rueda moduladora.
- 30 13. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende una forma de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas, y opcionalmente en el que el sistema de terapia de partículas comprende además una o más aberturas correspondientes a diferentes formas y en el que la configuración de la forma del haz de partículas comprende seleccionar una de las aberturas y mover la abertura seleccionada a una trayectoria del haz de partículas.
- 35 14. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que al menos una de las características operativas comprende una forma en la dirección de la profundidad de un haz de partículas emitido por el acelerador de partículas, y opcionalmente en el que el sistema de terapia de partículas comprende además un bolo de compensación de intervalo y en el que la configuración de la forma en la dirección de la profundidad del haz de partículas comprende mover el bolo de compensación de intervalo a una trayectoria del haz de partículas.
- 40 15. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de control comprende uno o más dispositivos de cálculo programados para controlar los elementos del sistema de terapia de partículas que controlan las características operativas en base a las instrucciones para la máquina.
- 45 16. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de terapia de partículas comprende un sistema (1006) de barrido y en el que una o más de las características operativas están relacionadas con el sistema de barrido.
17. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que la configuración de las características operativas del sistema de terapia de partículas se realiza usando un control de bucle abierto.
18. Sistema de terapia de partículas según la reivindicación 1, en el que la configuración de las características operativas del sistema de terapia de partículas se realiza usando un control de bucle cerrado.

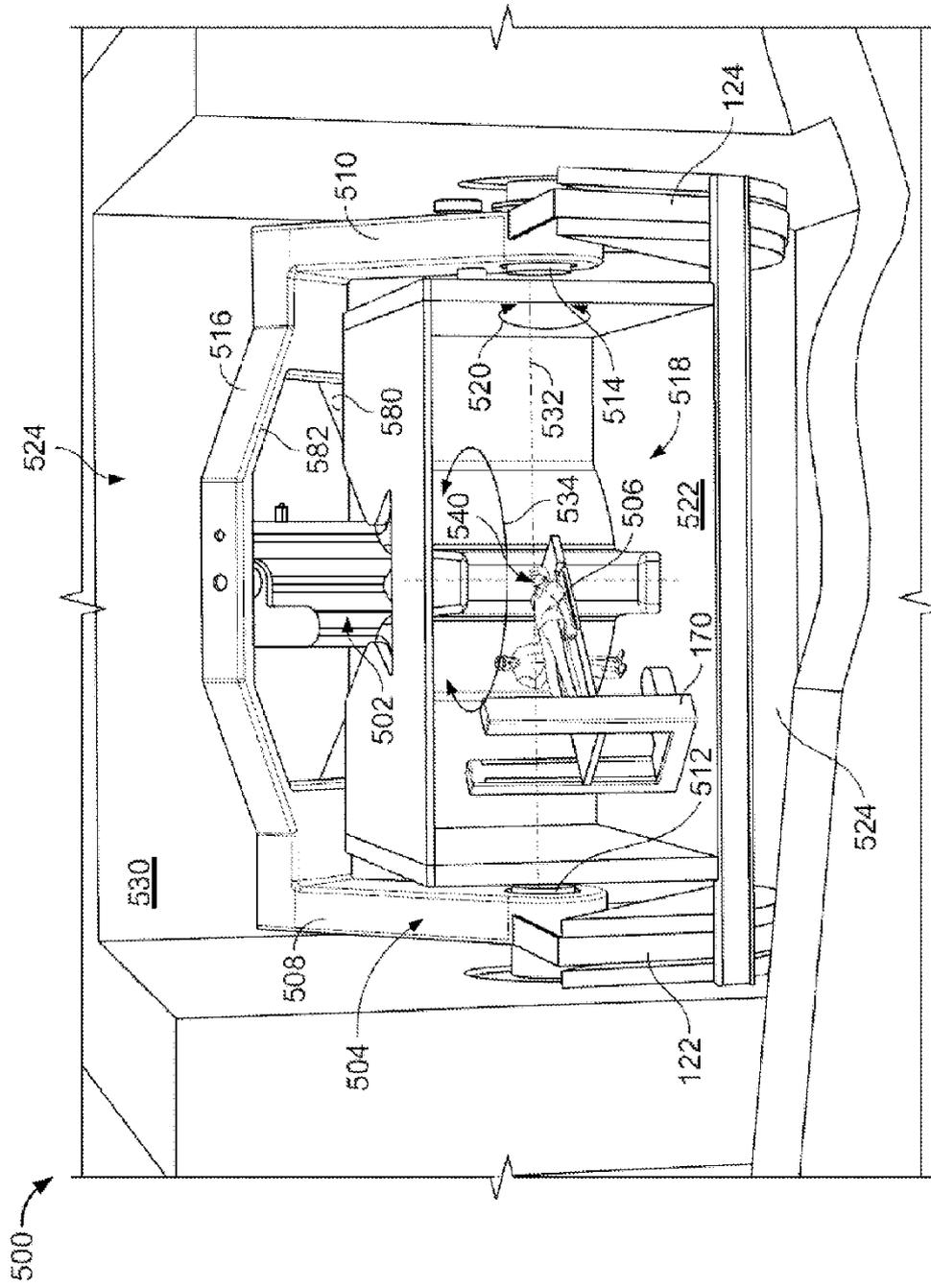


FIG. 1

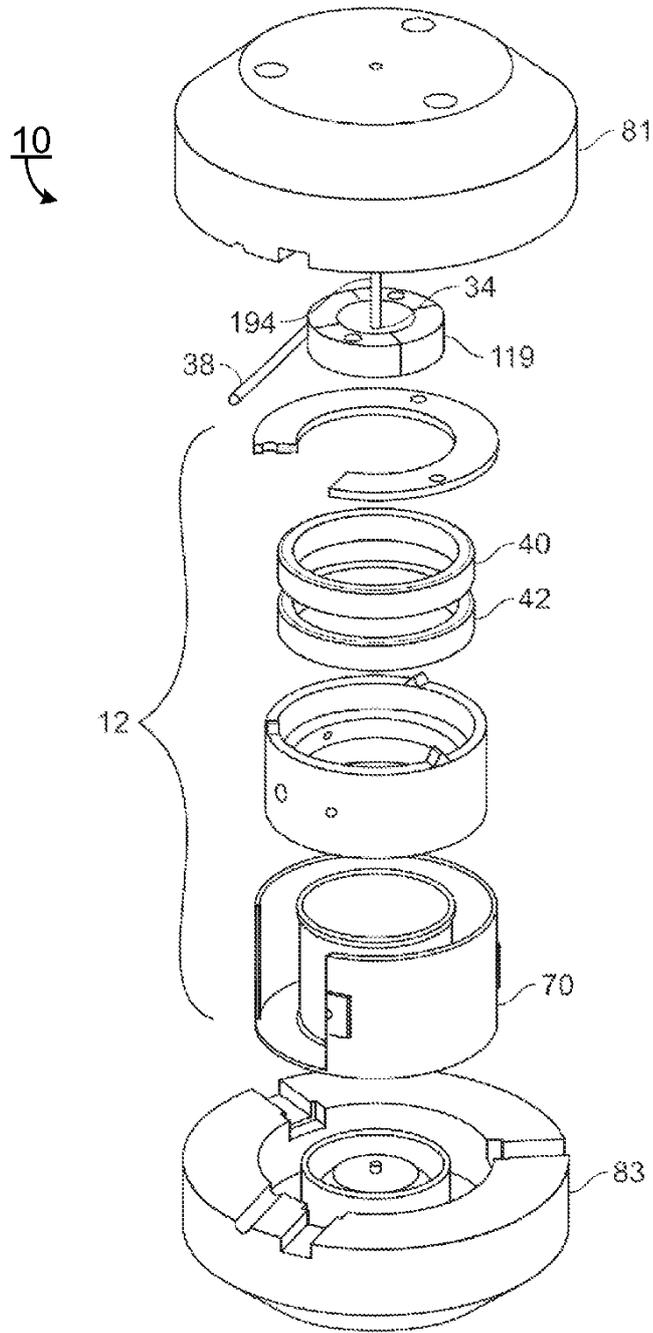


FIG. 2

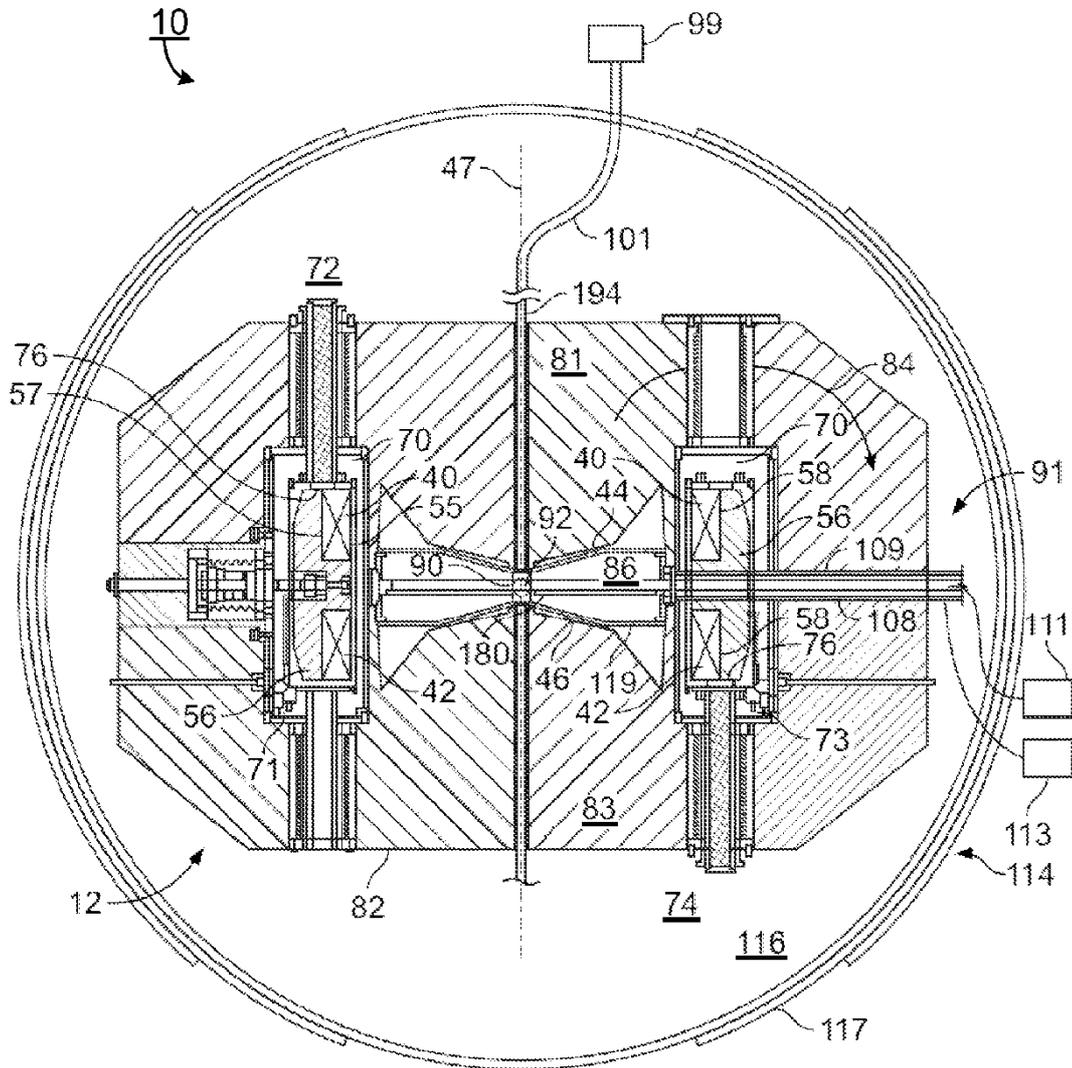


FIG. 3

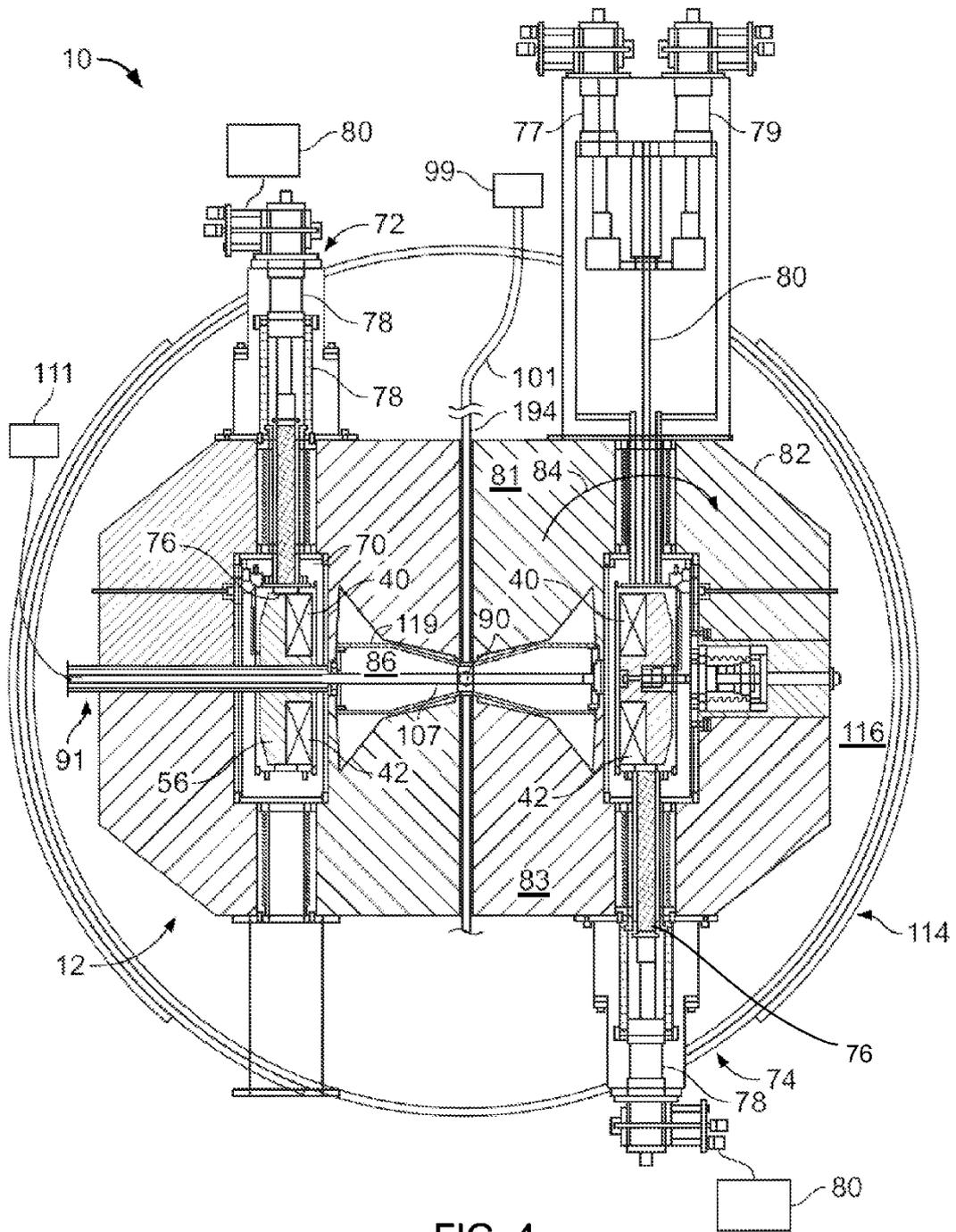


FIG. 4

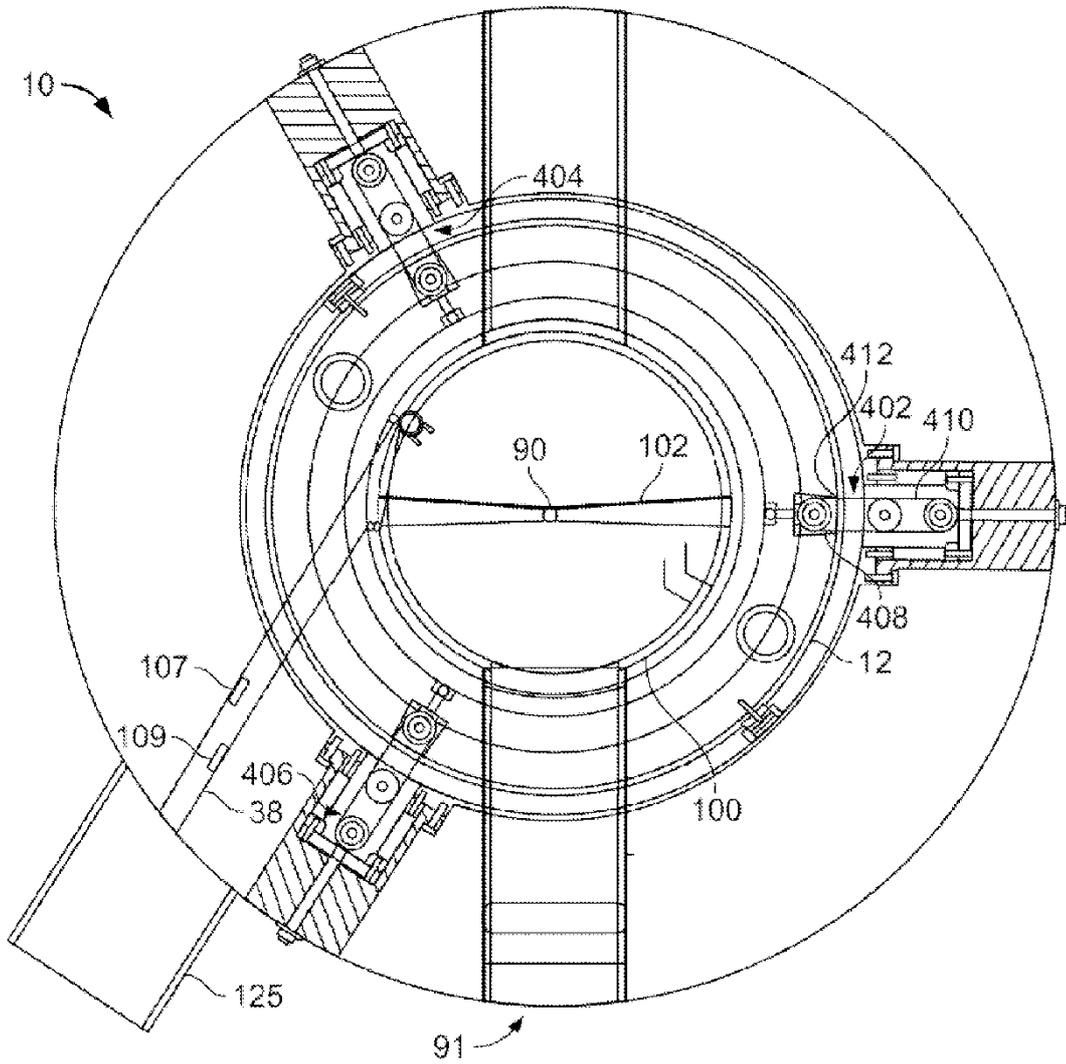


FIG. 5

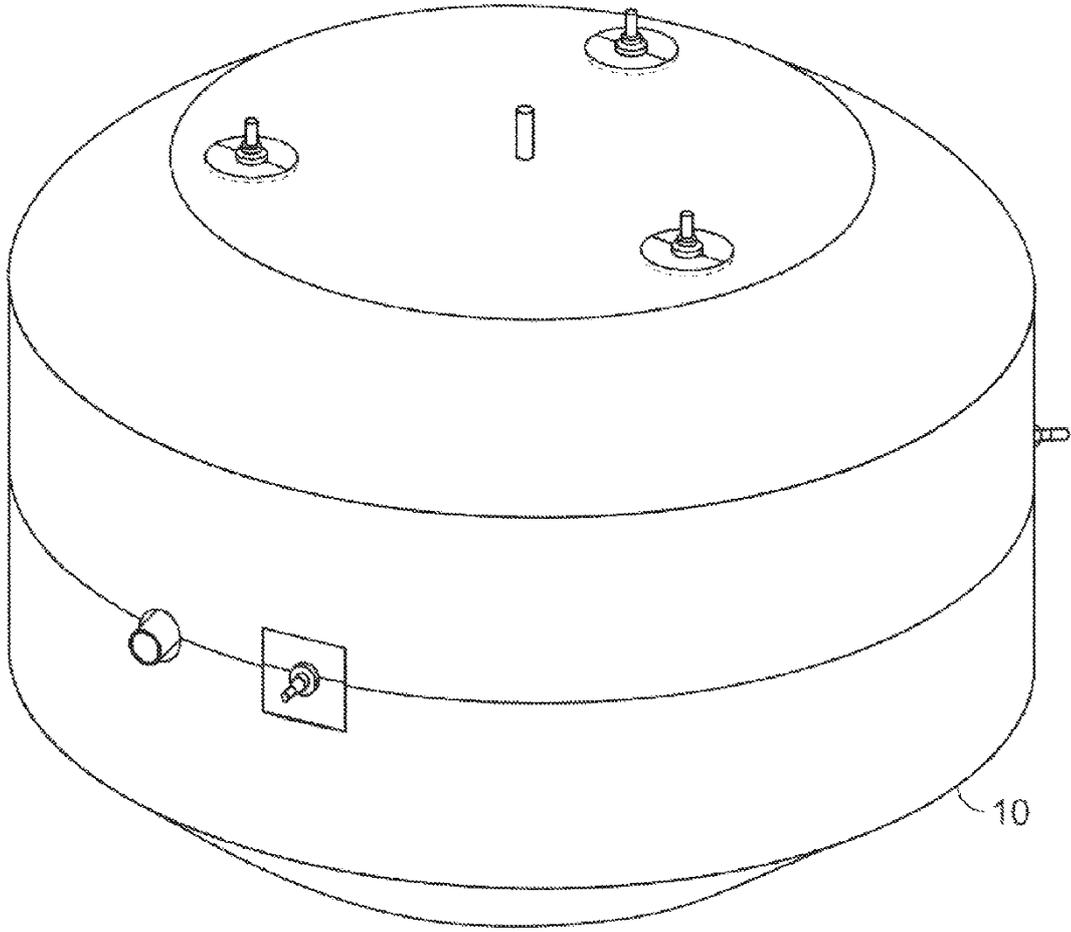


FIG. 6

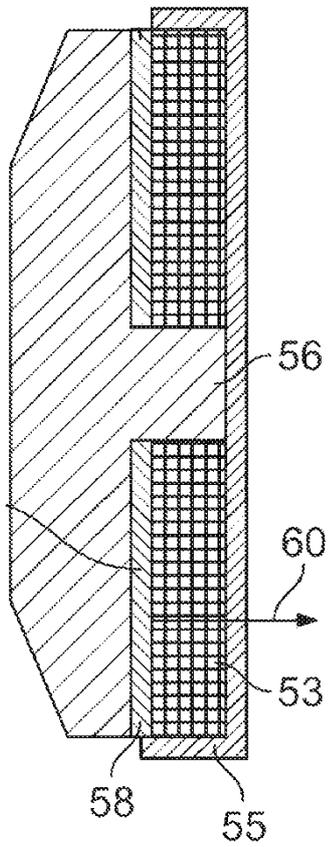


FIG. 7

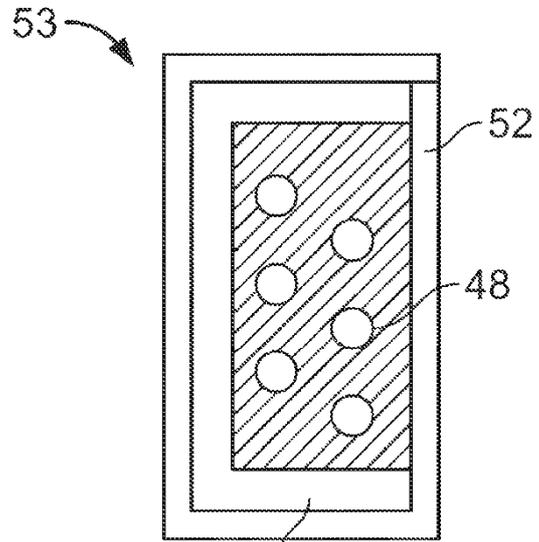


FIG. 8

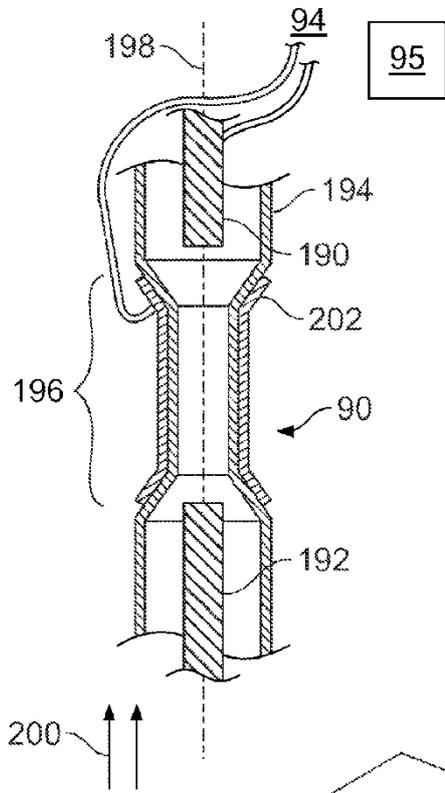


FIG. 9

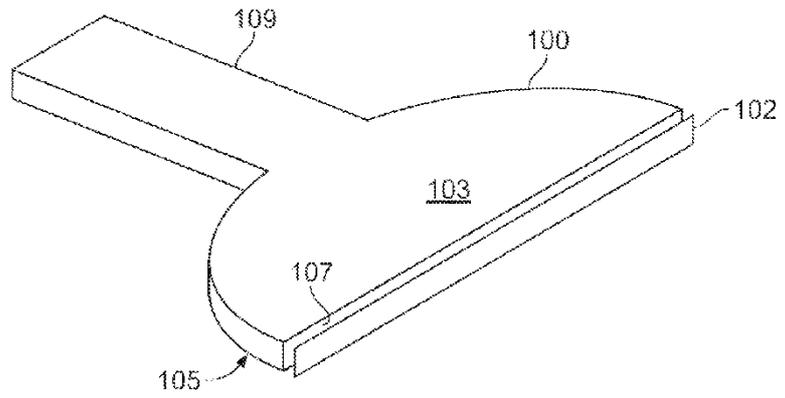


FIG. 10

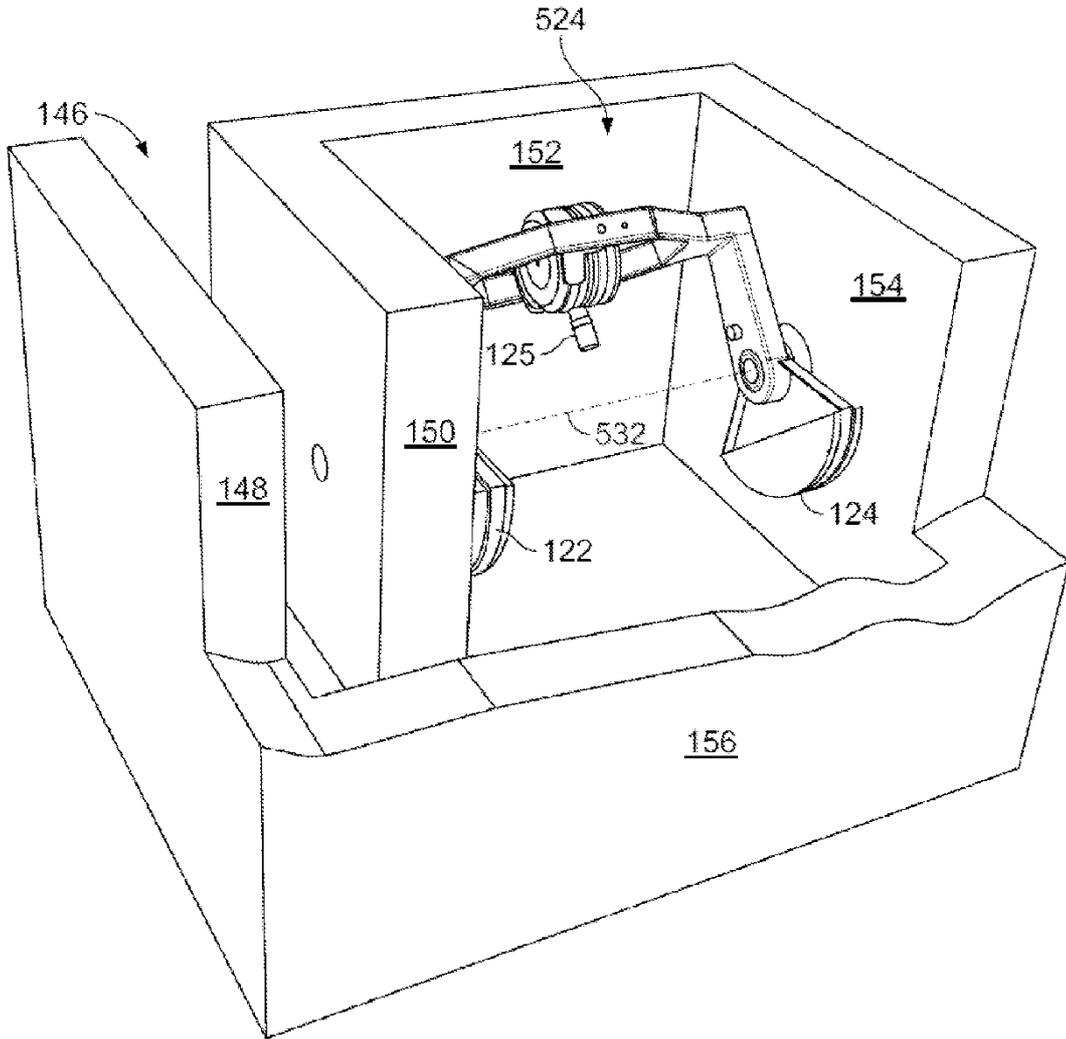


FIG. 11

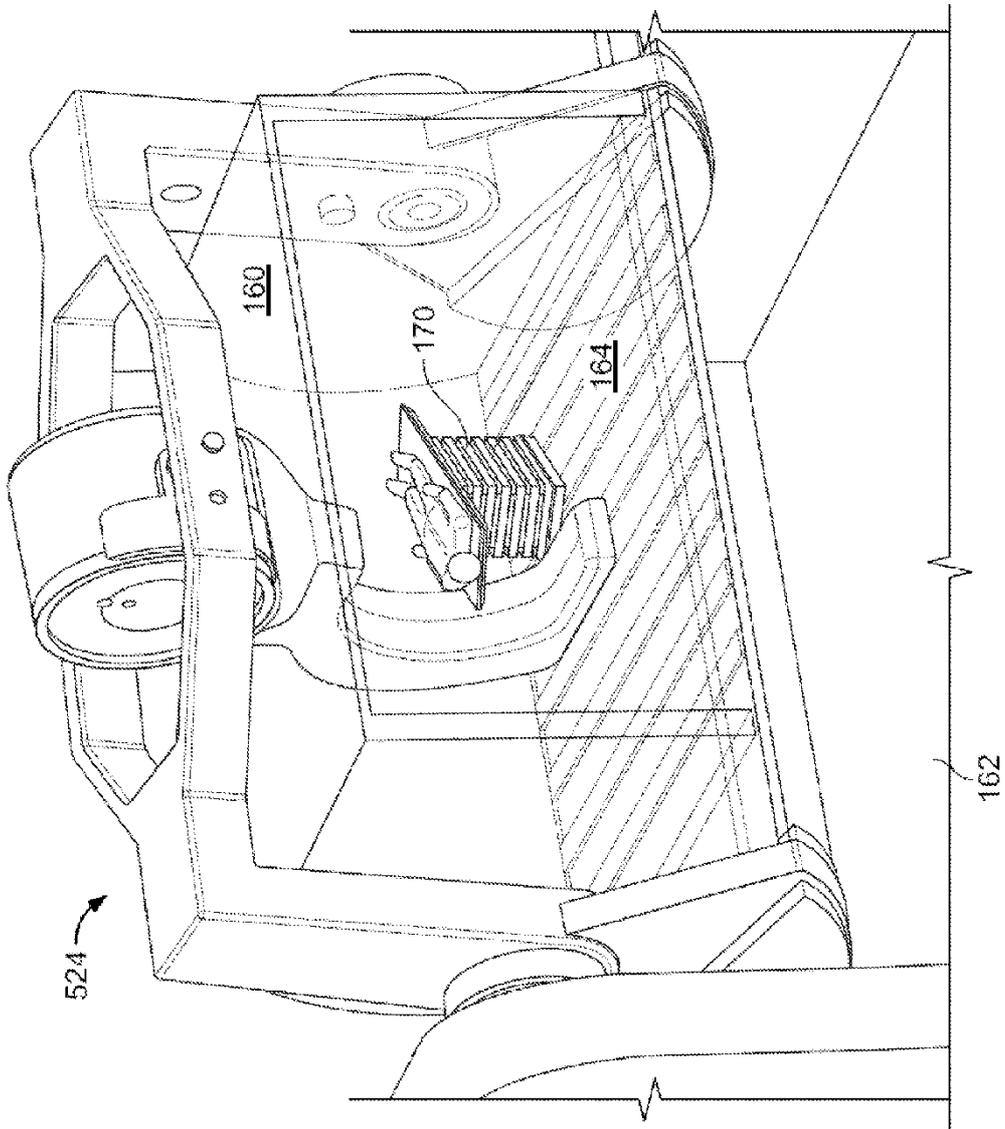


FIG. 12

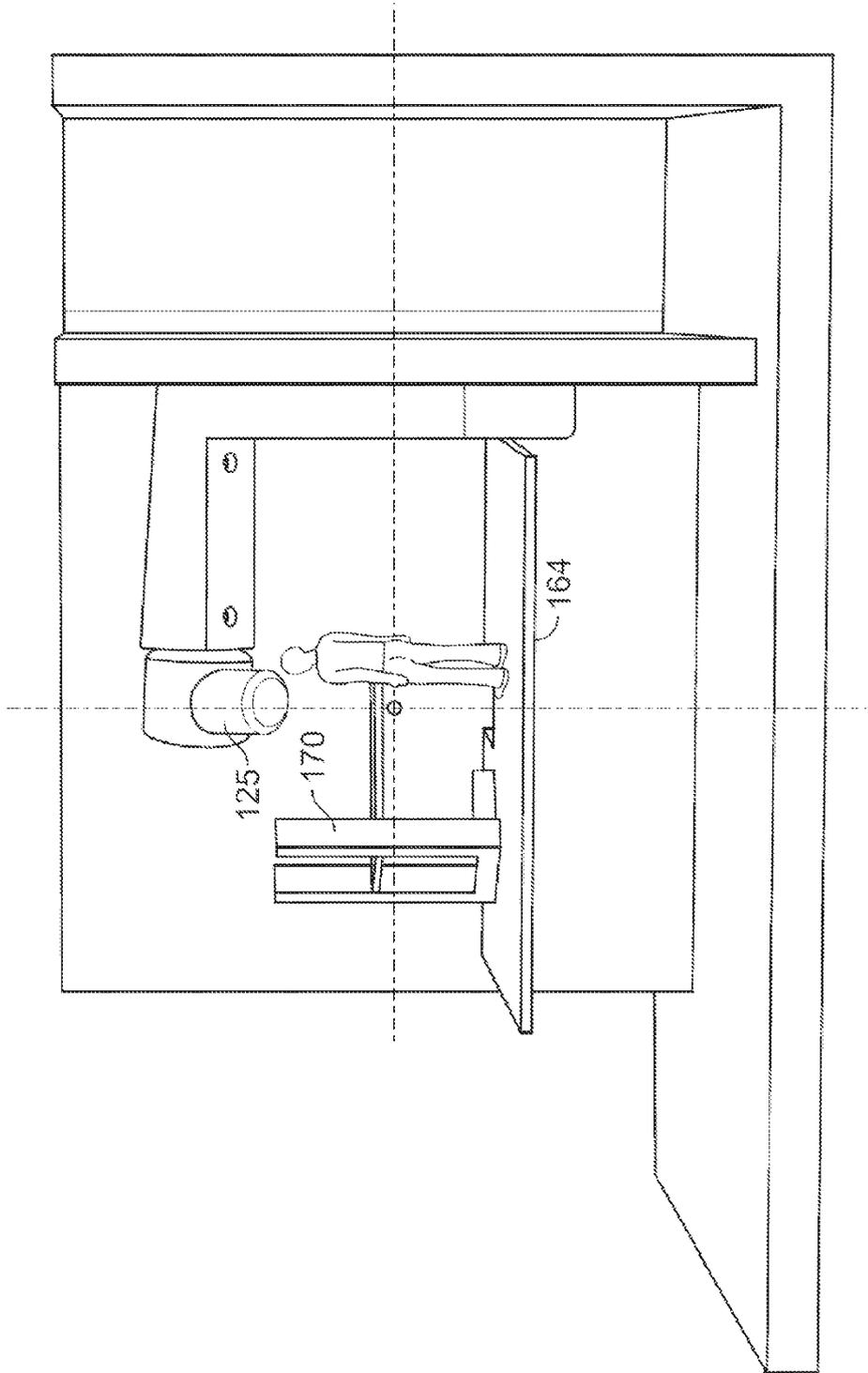


FIG. 13

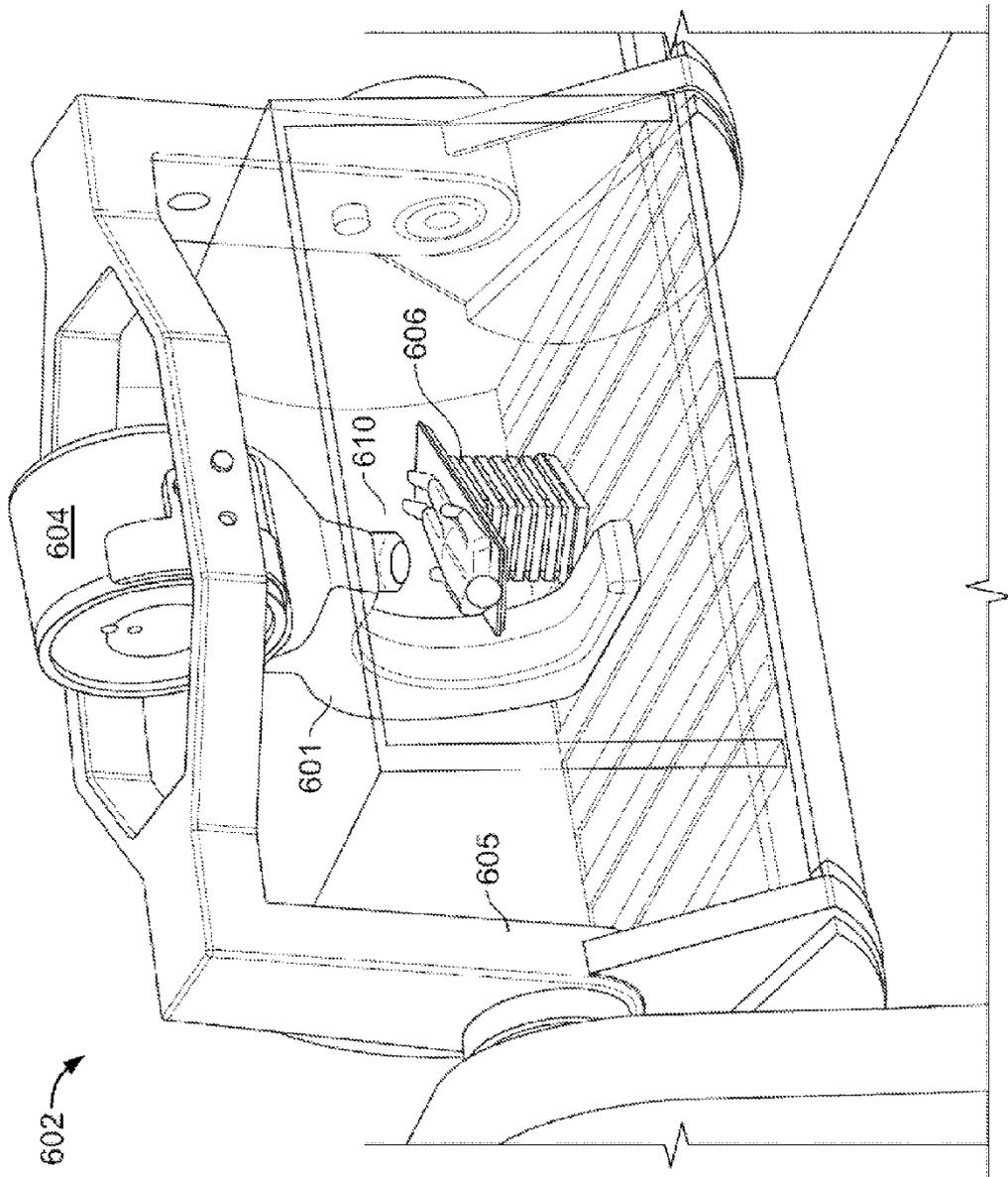


FIG. 14

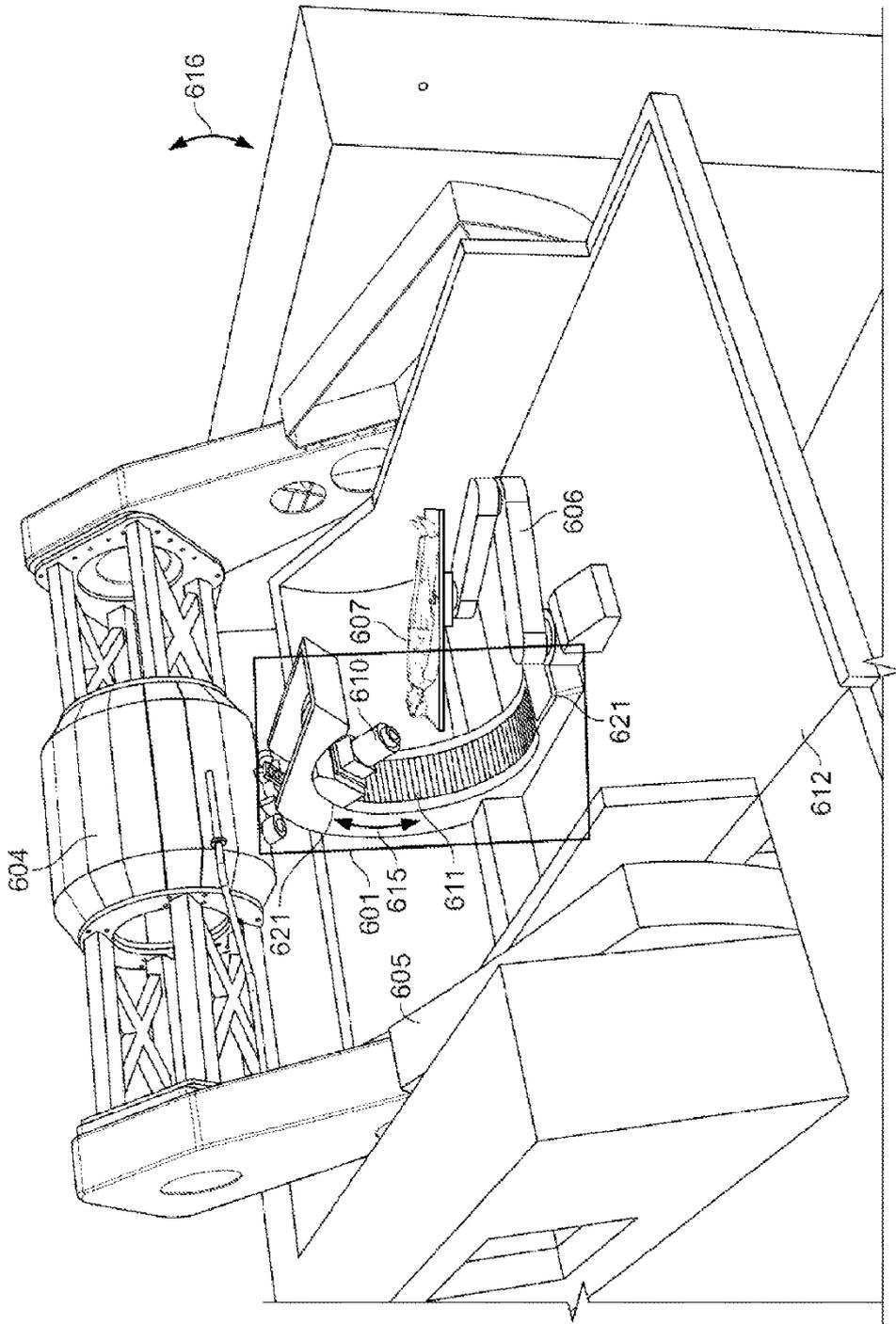


FIG. 15

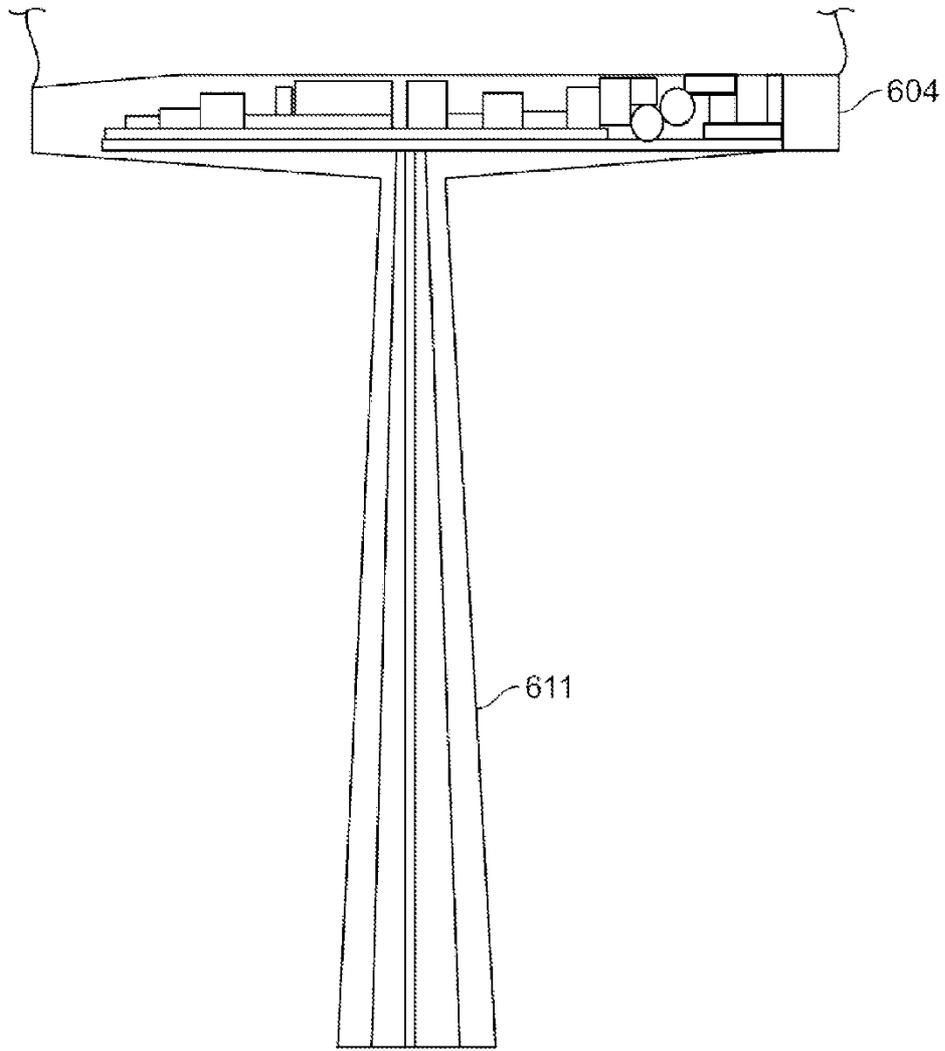


FIG. 16

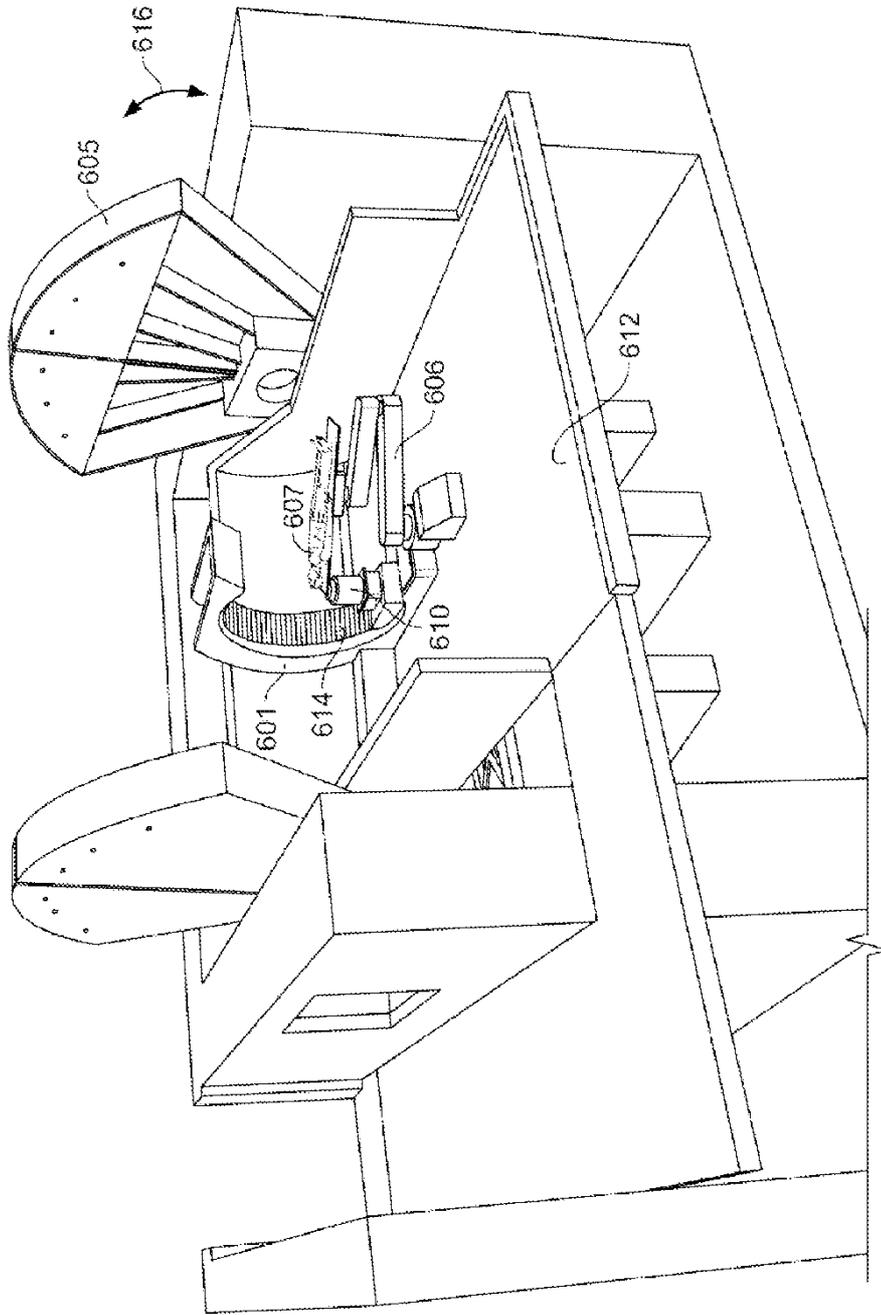


FIG. 17

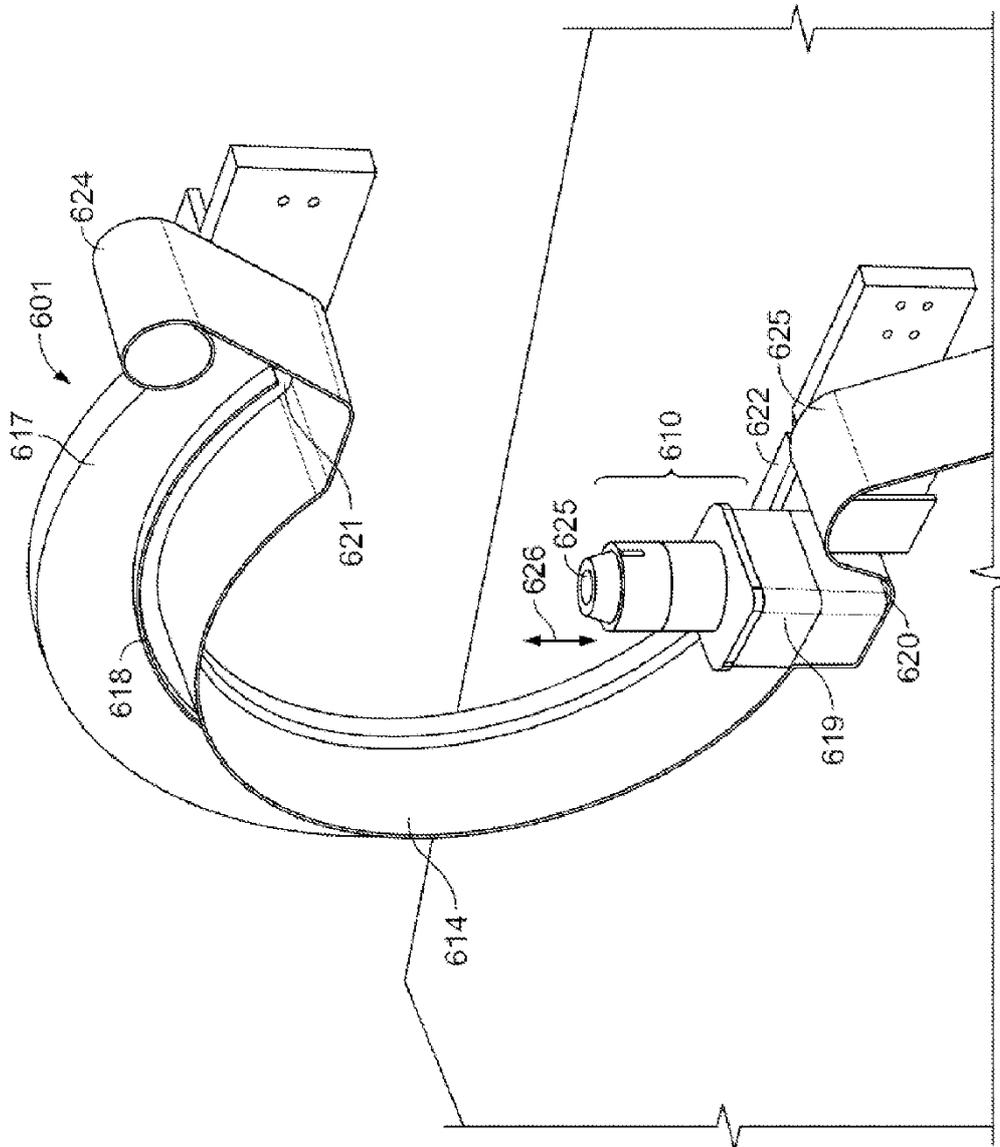


FIG. 18

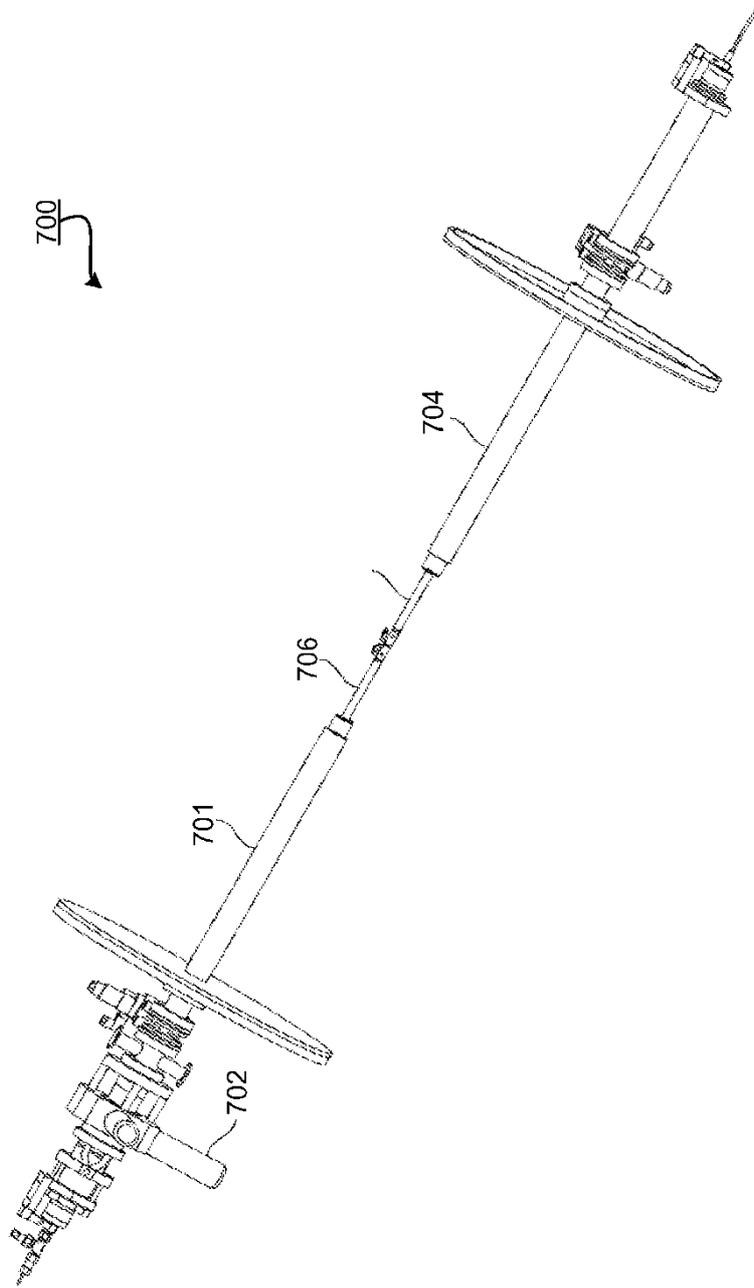


FIG. 19

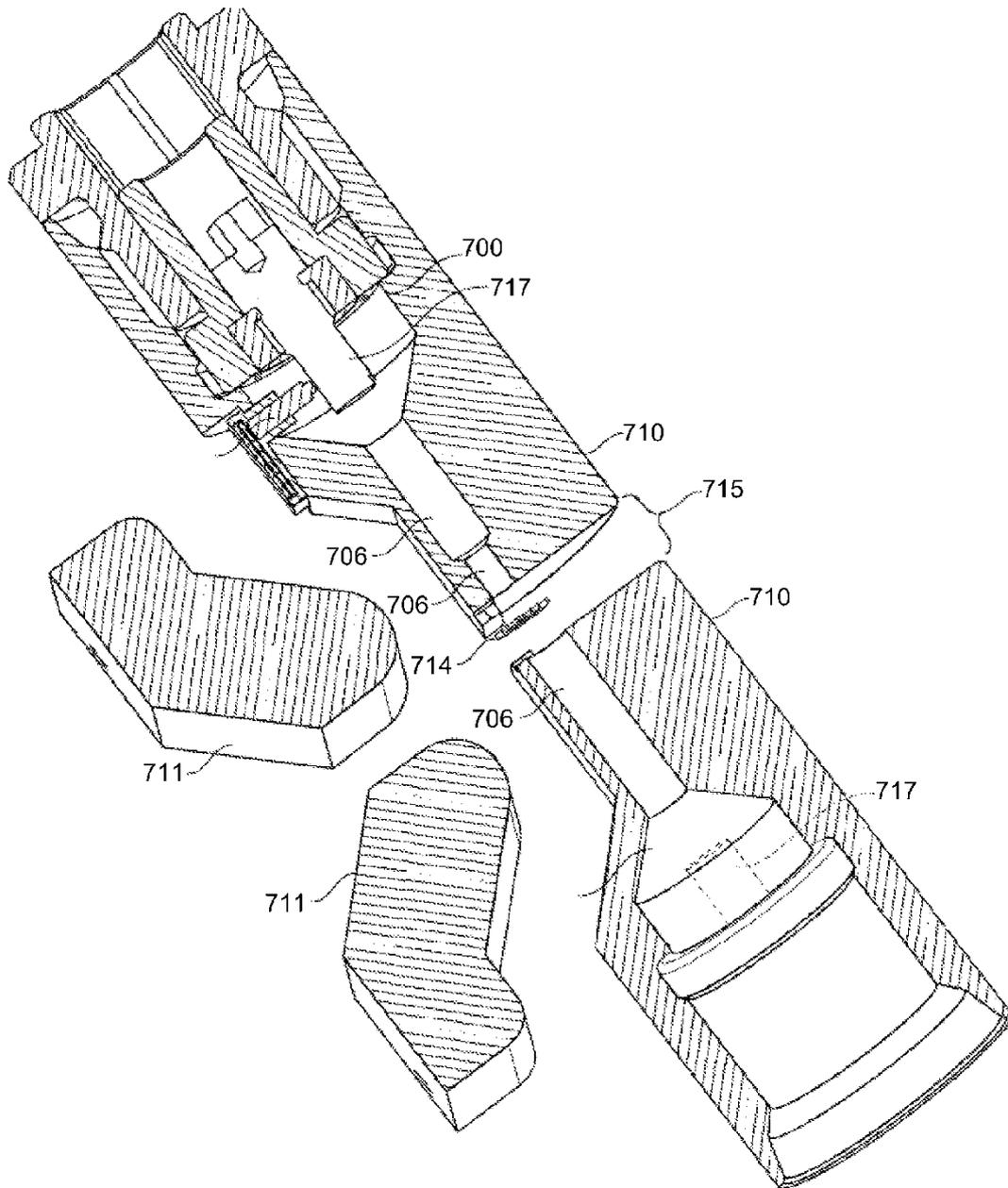


FIG. 20

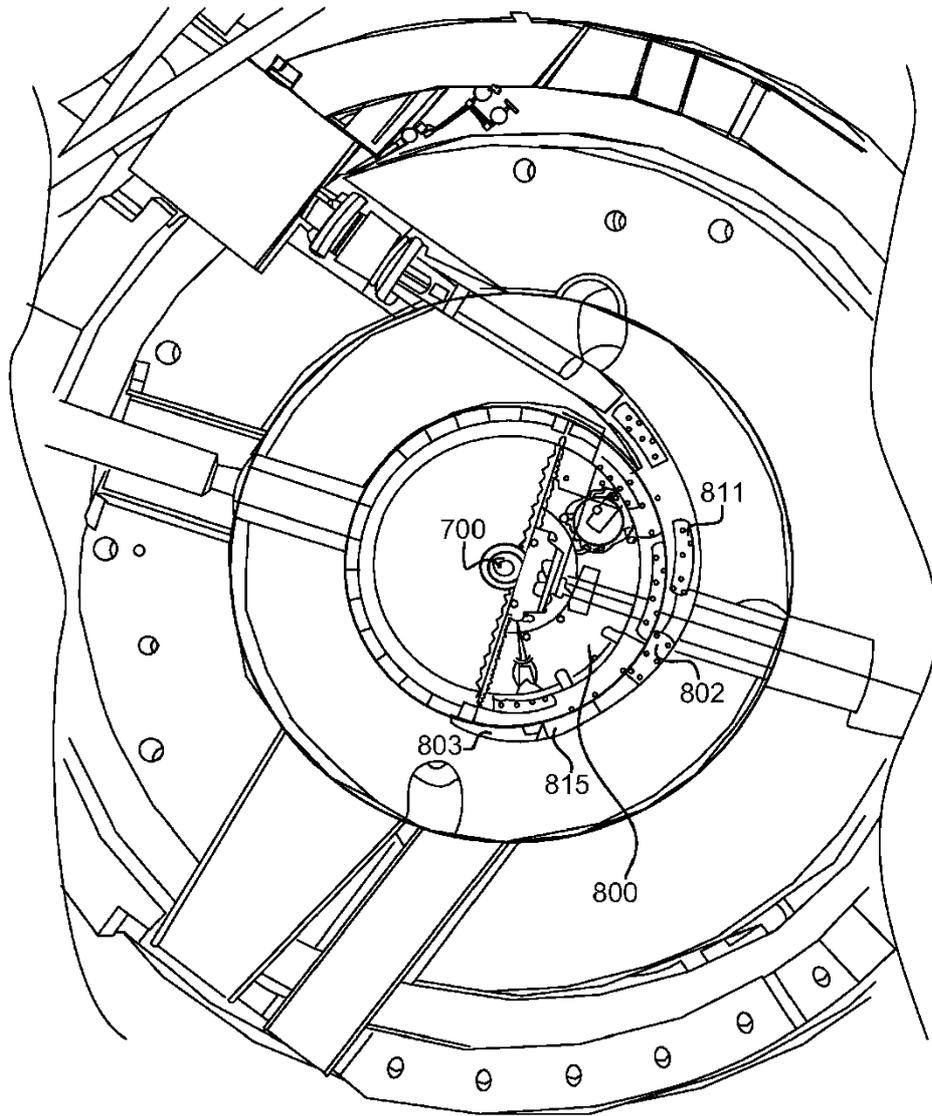


FIG. 21

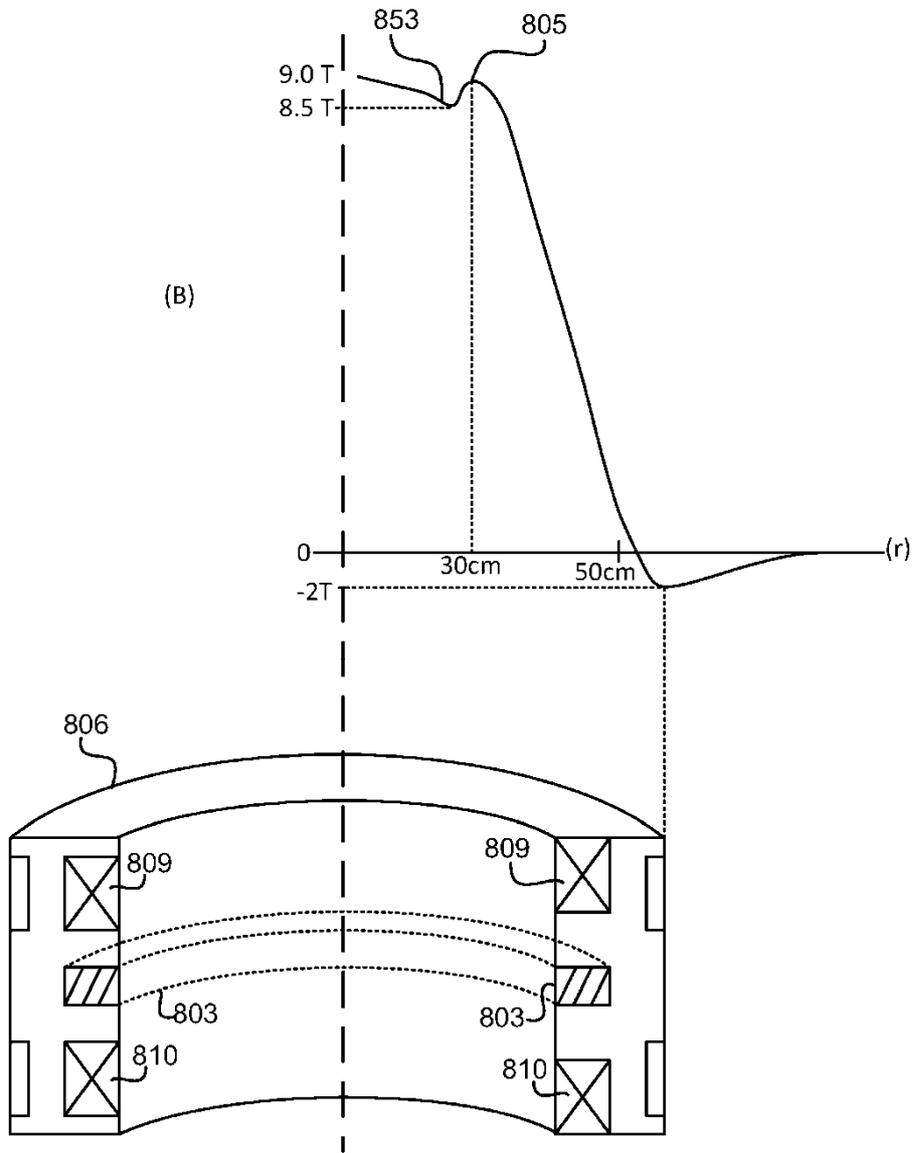


FIG. 22

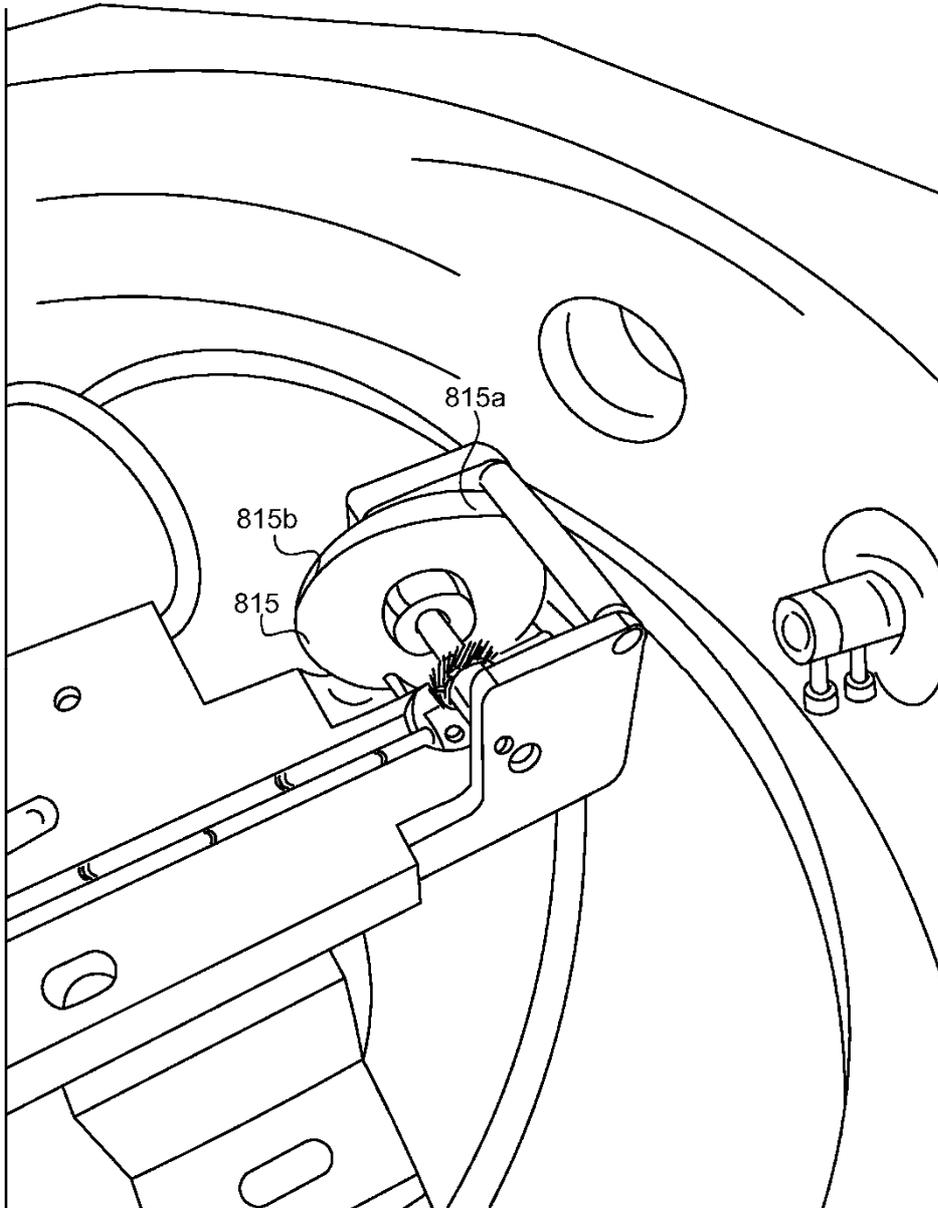


FIG. 24

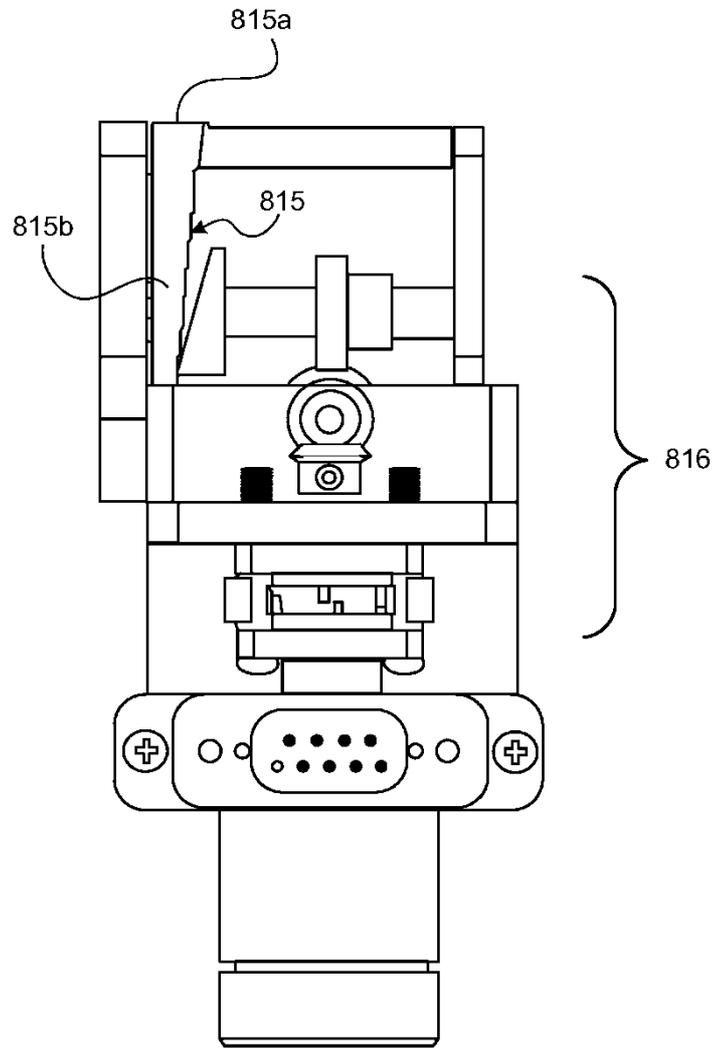


FIG. 25

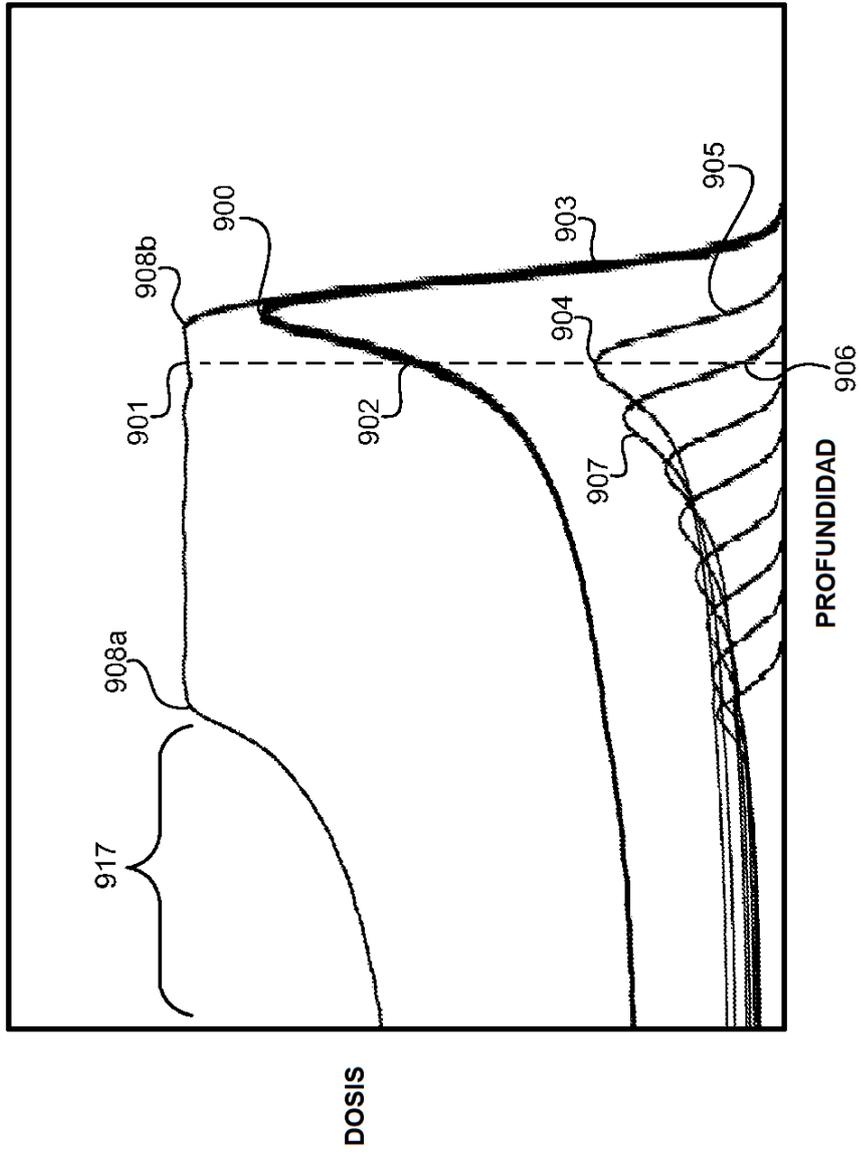


FIG. 26

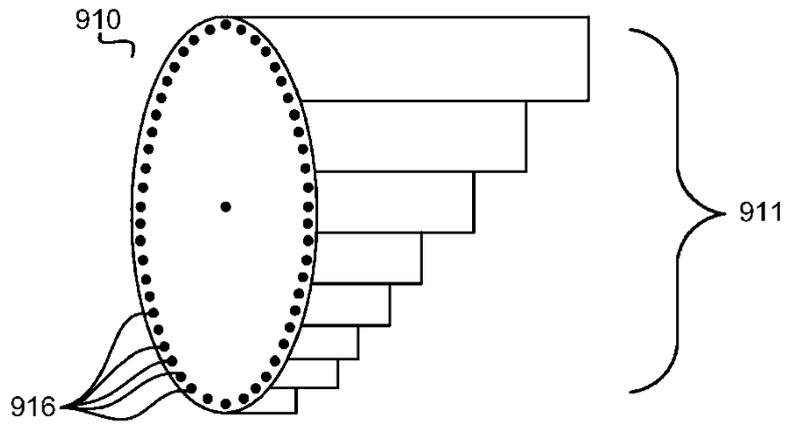


FIG. 27

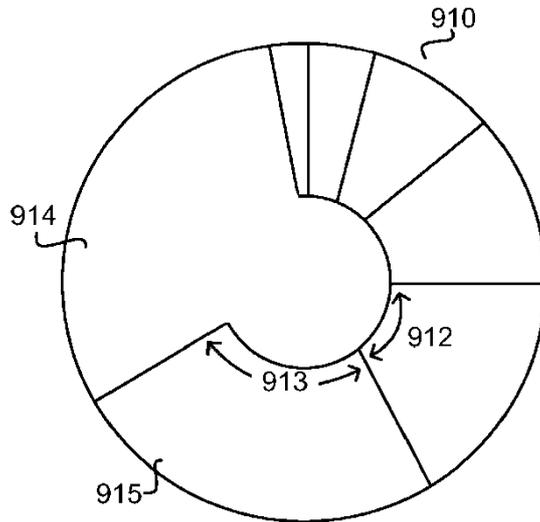


FIG. 28

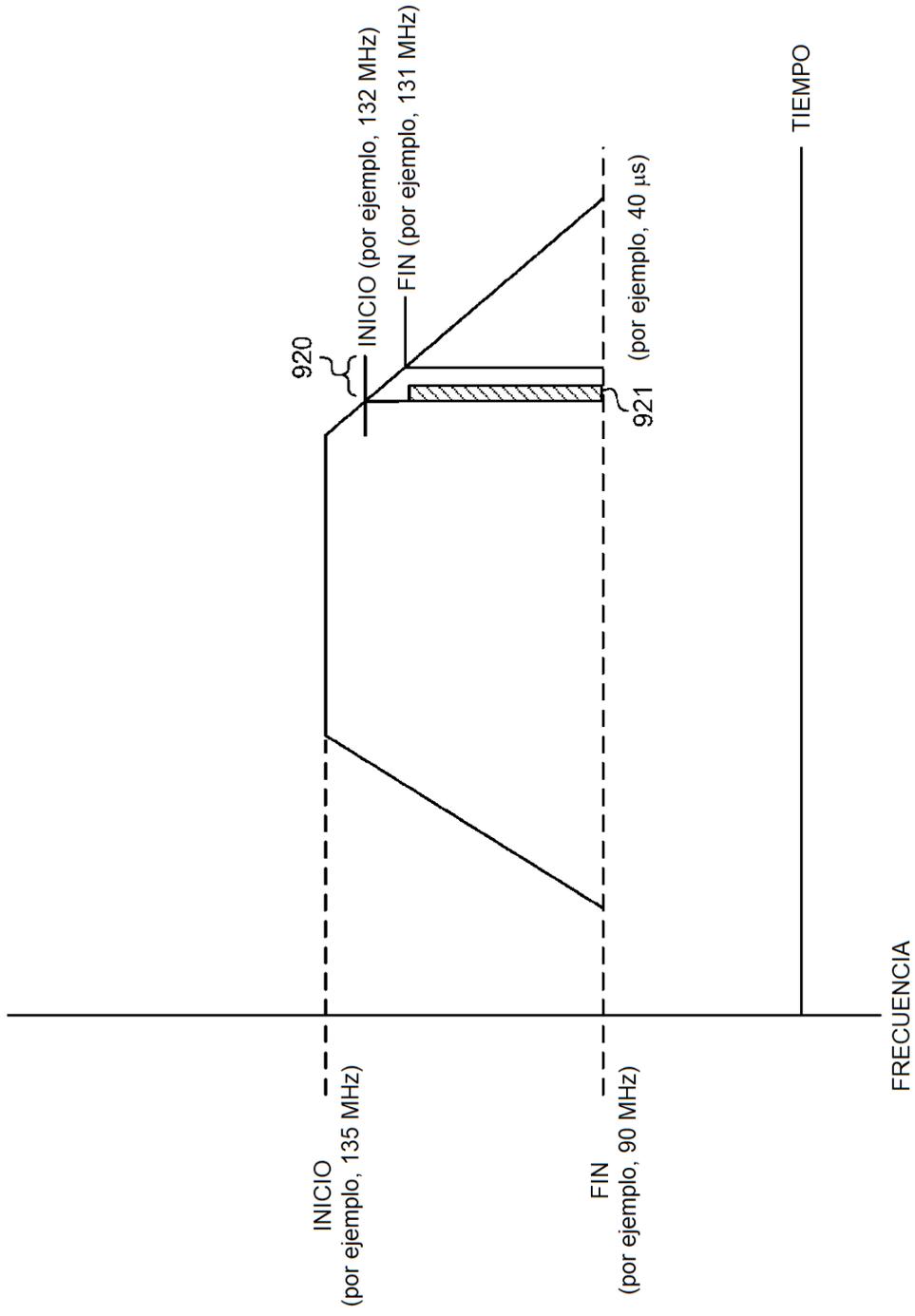


FIG. 29

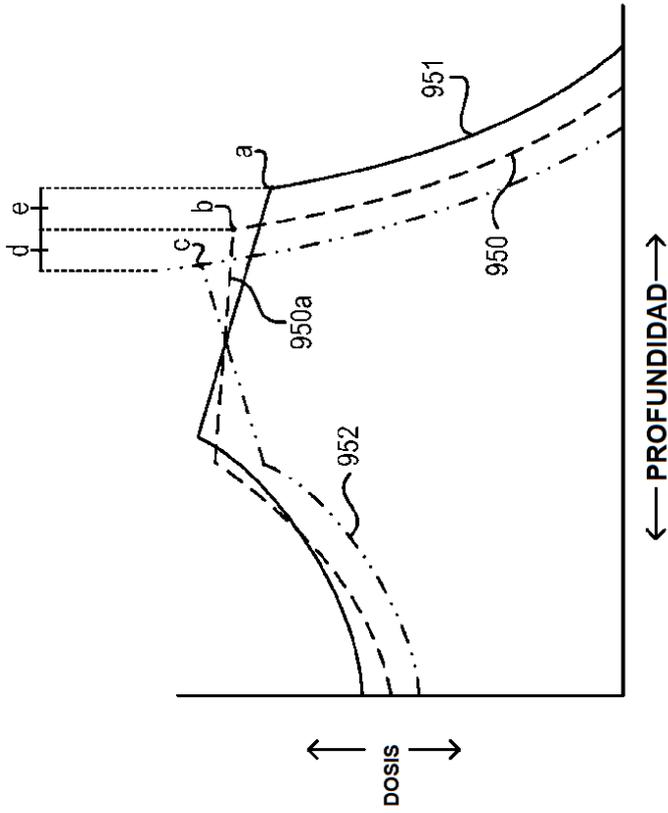


FIG. 30

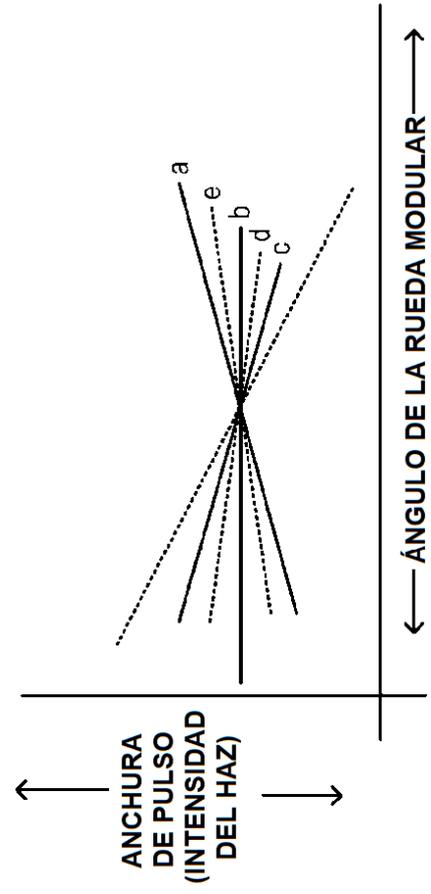


FIG. 31

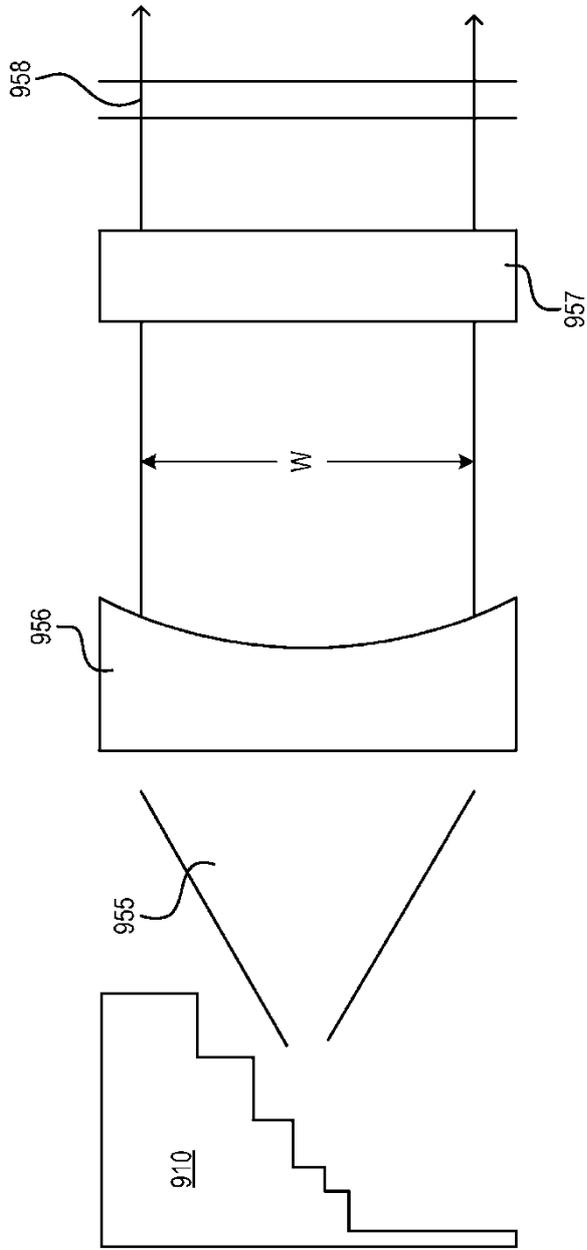


FIG. 32

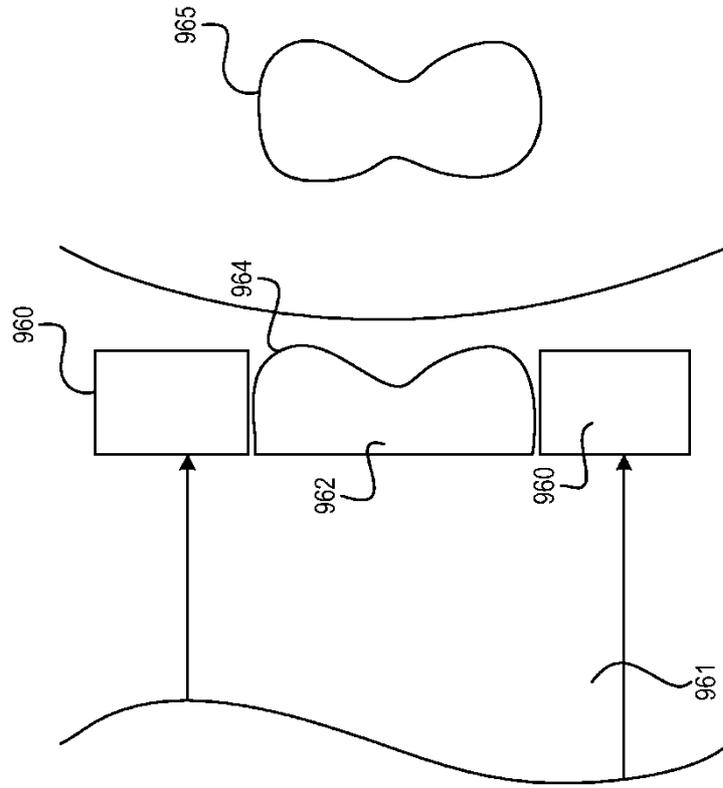


FIG. 33

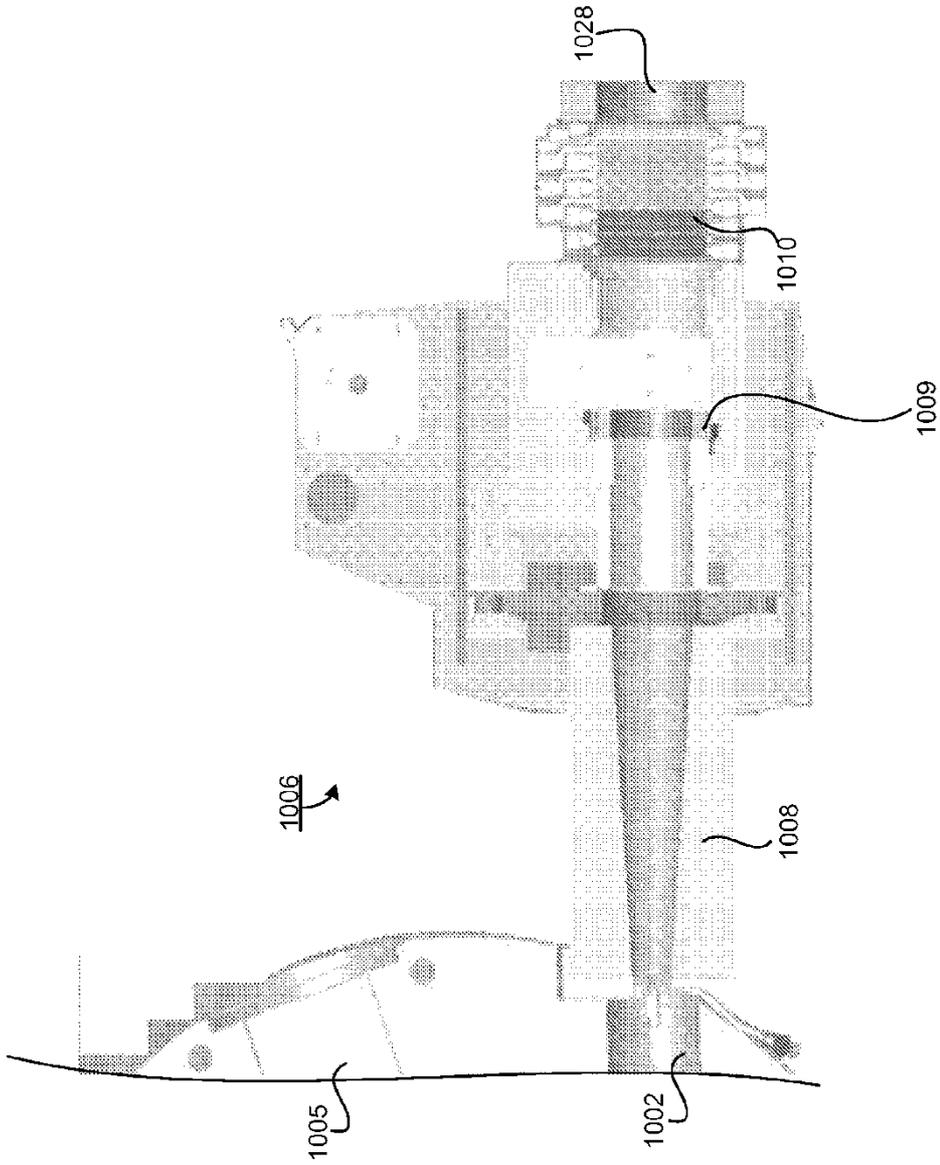


FIG. 34

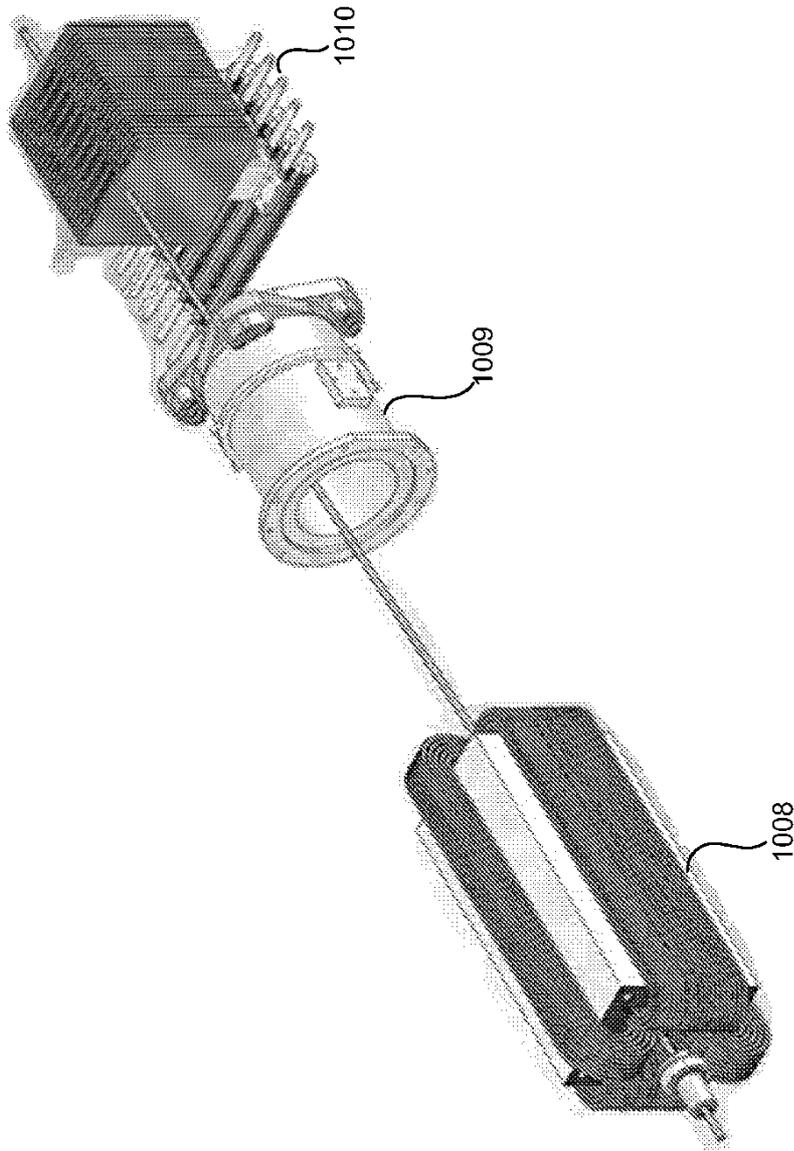


FIG. 35

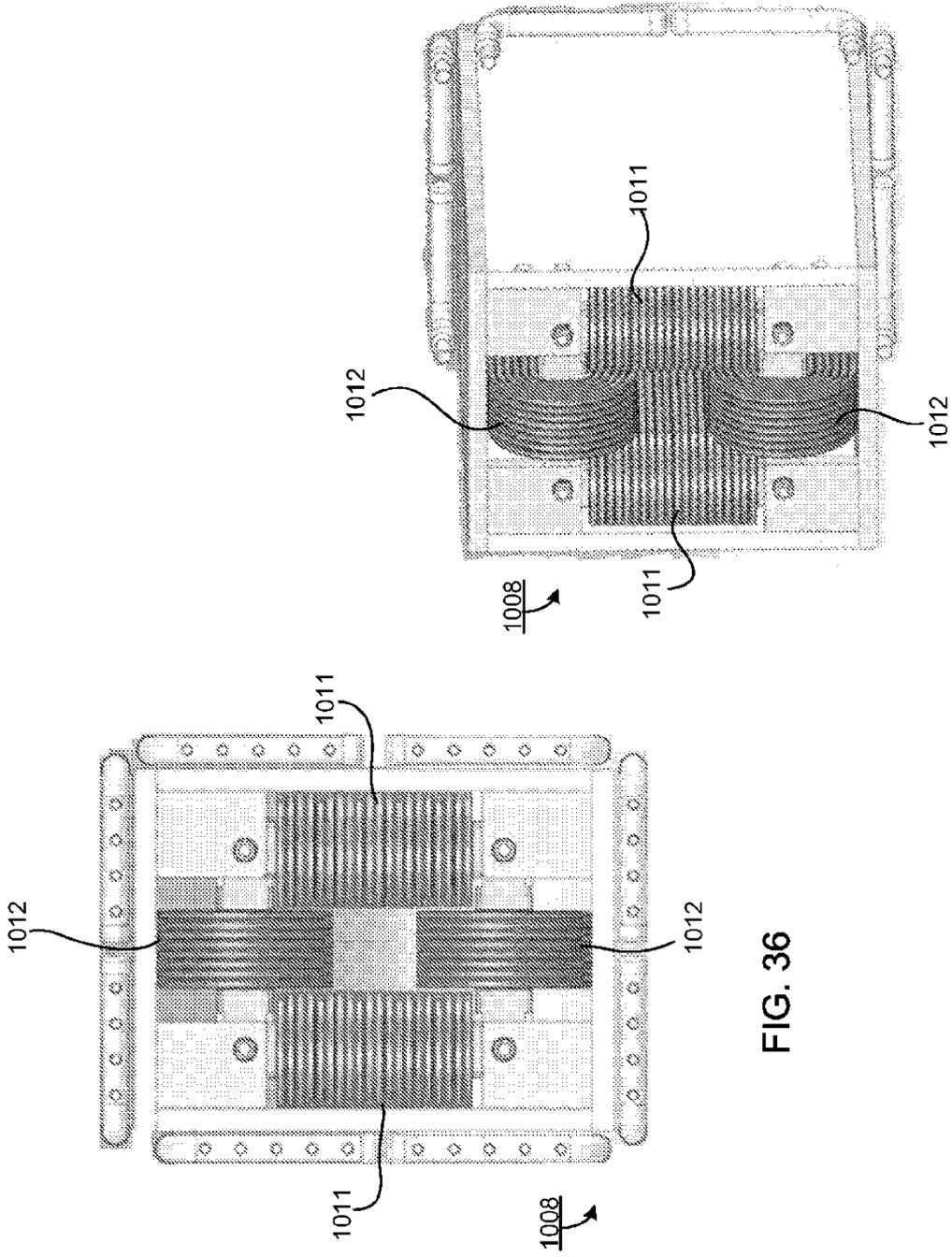


FIG. 36

FIG. 37

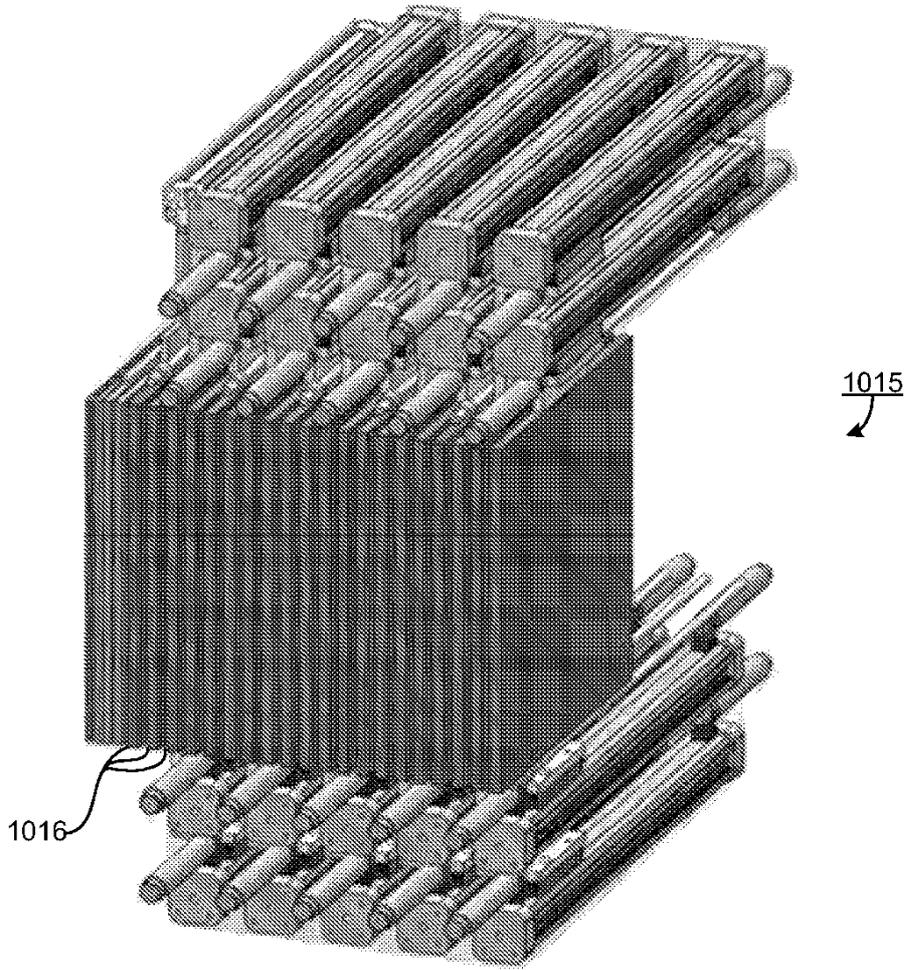


FIG. 38

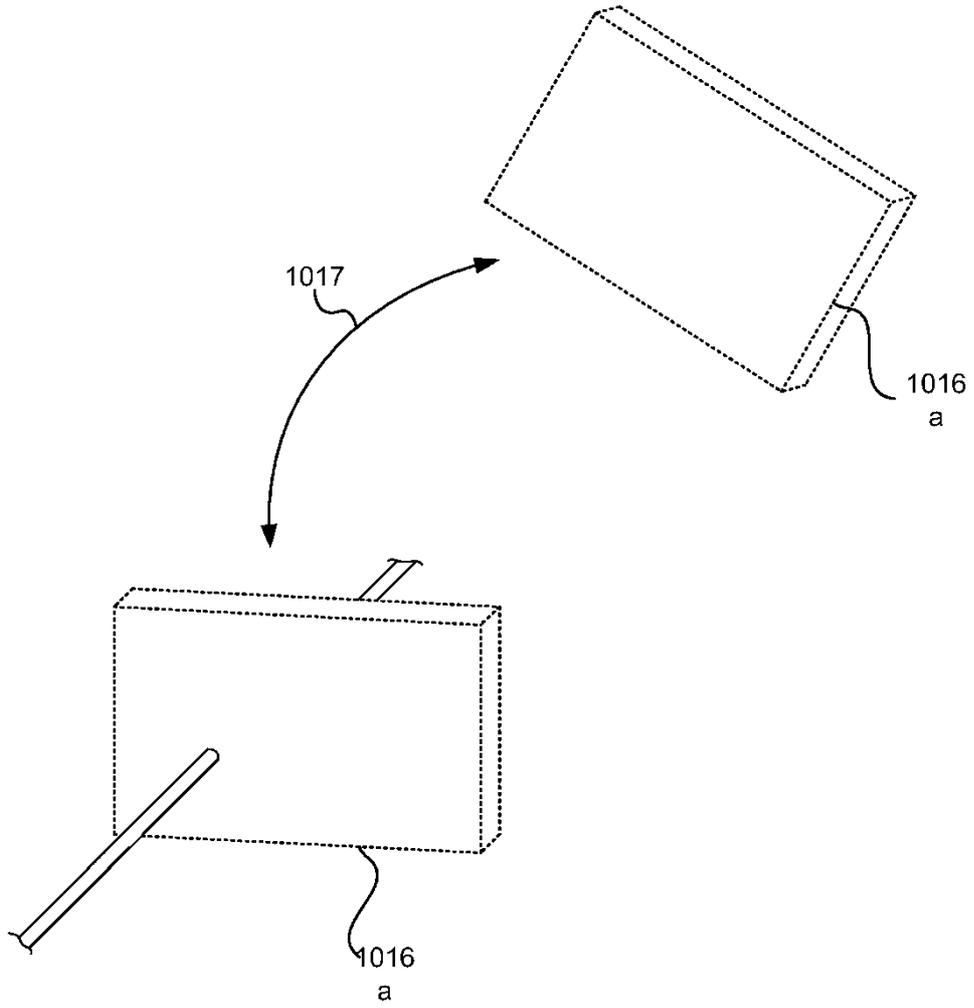


FIG. 39