

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 625 350**

51 Int. Cl.:

H05H 13/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.06.2014 E 14171707 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.03.2017 EP 2814304**

54 Título: **Sincrociclotrón que produce partículas cargadas que tienen energías variables**

30 Prioridad:

12.06.2013 US 201313916401

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

19.07.2017

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**ZWART, GERRIT TOWNSEND;
O'NEAL, CHARLES D. y
FRANZEN, KEN YOSHIKI**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 625 350 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

Sincrociclotrón que produce partículas cargadas que tienen energías variables

Campo técnico

5 La presente descripción se refiere generalmente a un acelerador de partículas que produce partículas cargadas que tienen energías variables.

Antecedentes

10 Los sistemas de terapia de partículas utilizan un acelerador para generar un haz de partículas para tratar enfermedades, tales como tumores. En funcionamiento, las partículas se aceleran en órbitas dentro de una cavidad en presencia de un campo magnético y se retiran de la cavidad a través de un canal de extracción. Pueden usarse haces de partículas extraídos del acelerador para irradiar un volumen diana en un cuerpo.

15 La solicitud de patente internacional publicada WO 2007/061937 A2 describe un acelerador montado en un pórtico para permitir que el acelerador se mueva a través de una gama de posiciones alrededor de un paciente en que está sobre un soporte de paciente. El acelerador está configurado para producir un haz de protones o iones con un nivel de energía suficiente para lograr cualquier diana arbitraria en el paciente desde posiciones dentro de la gama. El haz de protones o iones básicamente pasa directamente del acelerador al paciente.

La solicitud de patente publicada US 2007/0171015 A1 describe un campo magnético en una cámara de aceleración definida por una estructura magnética que se forma perfilando los polos de un yugo magnético y/o proporcionando bobinas magnéticas adicionales para producir un campo magnético en el plano de aceleración media que disminuye con el aumento de la distancia radial desde un eje central.

20 Breve descripción

La presente invención se refiere a un sincrociclotrón según lo establecido en la reivindicación 1. Otras realizaciones se describen en las reivindicaciones dependientes.

25 Un ejemplo de sincrociclotrón incluye lo siguiente: una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas de una fuente de partículas; una bobina para recibir una corriente eléctrica variable y para generar un campo magnético que es al menos de 4 Tesla para hacer que las partículas se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; y un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas y para emitir las partículas recibidas de la cavidad. Las partículas que se emiten desde la cavidad tienen una energía que es variable en base al menos a la corriente eléctrica variable aplicada a la bobina.

30 Un ejemplo de sistema de terapia de protones incluye lo siguiente: el sincrociclotrón del ejemplo anterior y un pórtico sobre el que está montado el sincrociclotrón. El pórtico es giratorio con respecto a la posición del paciente. Las partículas son protones y esencialmente se emiten directamente desde el sincrociclotrón hasta la posición del paciente.

35 La corriente eléctrica variable puede incluir una parte fija y una parte variable, y la parte variable de la corriente eléctrica puede variar dentro de una gama que hace que el campo magnético en un radio de extracción del sincrociclotrón cambie entre aproximadamente 5 % y 35 % de un valor máximo en el radio de extracción. El campo magnético en el radio de extracción puede cambiar entre aproximadamente 0,2 Tesla y aproximadamente 1,4 Tesla o entre aproximadamente 0,6 y aproximadamente 4,2 Tesla. La bobina puede incluir un primer conjunto de bobinas y un segundo conjunto de bobinas. El primer conjunto puede configurarse para recibir una parte fija de la corriente eléctrica variable y el segundo conjunto puede configurarse para recibir una parte variable de la corriente eléctrica variable. La parte variable de la corriente eléctrica puede variar dentro de una gama que hace que el campo magnético en un radio de extracción del sincrociclotrón cambie entre aproximadamente 5 % y 35 % de un valor máximo en el radio de extracción. La bobina puede incluir uno o más conjuntos de bobinas, y al menos un conjunto de bobinas puede ser superconductor y puede consistir entre 2 y 10 millones de amperio-vueltas. El campo magnético puede tener una magnitud dentro de una gama de aproximadamente 4 Tesla a aproximadamente 20 Tesla. La energía de las partículas que se emiten desde la cavidad puede variar continuamente entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV, por ejemplo, a una velocidad de hasta 20 MeV por segundo. La energía de las partículas que se emiten desde la cavidad puede variar de manera no continua entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV. La energía de las partículas puede variar en un tamaño de paso de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV. Cada variación de la energía en un paso puede durar menos de 30 minutos. La bobina puede incluir una bobina superconductora. La fuente de tensión se puede configurar para hacer un barrido de la tensión RF sobre una gama de frecuencias dentro de un ciclo. La fuente de tensión puede configurarse para hacer un barrido de la tensión RF sobre una gama de frecuencias diferente correspondiente a cada energía diferente a la que las partículas son emitidas desde la cavidad. Cada gama de frecuencias puede incluir un límite inferior y un límite superior y el límite inferior puede estar dentro de una gama de aproximadamente 40 MHz a aproximadamente 250 MHz, por ejemplo, de aproximadamente 73 MHz a aproximadamente 150 MHz, y el límite superior puede estar dentro de una gama de aproximadamente 56 MHz a aproximadamente 340 MHz, por ejemplo, de aproximadamente 131 MHz a aproximadamente 196 MHz. Uno o más

elementos reactivos se pueden acoplar a la fuente de tensión para hacer un barrido de la tensión RF sobre una gama de frecuencias. El uno o más elementos reactivos pueden configurarse para seleccionar la gama de frecuencias para una energía correspondiente en la que las partículas son emitidas desde la cavidad. El uno o más elementos reactivos pueden incluir un condensador o inductor variable. La bobina puede incluir un primer conjunto de bobinas y un segundo conjunto de bobinas, siendo el primer conjunto superconductor y estando configurado para recibir una parte fija de la corriente eléctrica variable y siendo el segundo conjunto superconductor o no superconductor y estando configurado para recibir una parte variable de la corriente eléctrica variable.

5

Dos o más de las características descritas en esta descripción, incluyendo las descritas en esta sección de resumen, se pueden combinar para formar implementaciones no descritas específicamente en el presente documento.

10 El control de los diferentes sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, puede implementarse a través de un producto de programa informático que incluye instrucciones almacenadas en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios y que son ejecutables en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, pueden implementarse como un aparato, método o sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones indicadas.

15

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

20 Descripción de dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques que muestra un ejemplo de un sistema de tratamiento.

La figura 2 es una vista en perspectiva de un sistema de terapia.

La figura 3 es una vista en perspectiva despiezada de los componentes de un sincrociclotrón.

Las figuras 4, 5, y 6 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón.

25 La figura 7 es una vista en perspectiva de un sincrociclotrón.

La figura 8 es un gráfico de las magnitudes del campo magnético en diferentes lugares de una cámara de aceleración cuando se aplica corriente eléctrica total diferente en el acelerador.

La figura 9 es una vista en sección transversal de una parte de un carrete inverso y devanados.

La figura 10 es una vista en sección transversal de un conductor compuesto de cable en canal.

30 La figura 11 es una vista en sección transversal de una fuente de iones.

La figura 12 es una vista en perspectiva de una placa de y una placa de ficticia.

La figura 13 es una vista en sección transversal de un ejemplo de una estructura de radiofrecuencia (RF).

La figura 14 es una vista en perspectiva de una bóveda.

La figura 15 es una vista en perspectiva de una sala de tratamiento con una bóveda.

35 La figura 16 muestra un perfil de una mitad de un perfil simétrico de una cara de polo y una pieza de polo.

La figura 17 muestra un paciente colocado dentro de un pórtico interior en una sala de tratamiento.

Descripción detallada

Visión de conjunto

40 Se describe aquí un ejemplo de un acelerador de partículas para su uso en un sistema de tratamiento, tal como un sistema de terapia de protones o iones. El sistema de terapia de partículas de ejemplo incluye un acelerador de partículas, en este ejemplo, un sincrociclotrón, montado en un pórtico. El pórtico permite que el acelerador sea girado alrededor de una posición de paciente, tal como se explica con más detalle a continuación. En algunas implementaciones, el pórtico es de acero y tiene dos patas montadas para girar sobre dos cojinetes respectivos que se encuentran en lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado por una armadura de

45 acero que es suficientemente larga para abarcar una zona de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que está fijada por ambos extremos a las patas giratorias del pórtico. Como resultado de la rotación del pórtico alrededor del paciente, el acelerador de partículas también gira.

En un ejemplo de implementación, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que sostiene una bobina superconductora para conducir una corriente que genera un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato utiliza helio líquido (He) para mantener la bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, de 4 °Kelvin (K). Las piezas de polo magnético se encuentran dentro del criostato a temperatura ambiente, y definen una cavidad en la que las partículas se aceleran. En algunas implementaciones, el campo magnético máximo generado en el acelerador es de al menos 4 Tesla y puede ser de hasta 20 Tesla o superior, por ejemplo, entre 4 Tesla y 20 Tesla o entre 6 Tesla y 20 Tesla.

En este ejemplo de implementación, 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 alimentación proporciona una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar partículas desde la columna de plasma. Como se ha indicado, en este ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. En consecuencia, la tensión RF es barrida a través de una gama de frecuencias para tener en cuenta efectos de la relatividad sobre las partículas (por ejemplo, aumento de la masa de partículas) al acelerar las partículas de la columna. El campo magnético producido por la corriente que circula a través de la bobina superconductora hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se aceleren orbitalmente dentro de la cavidad.

Un regenerador de campo magnético ("regenerador") está situado cerca del exterior de la cavidad (por ejemplo, en un borde interior de la misma) para ajustar el campo magnético existente dentro de la cavidad a fin de cambiar así posiciones (por ejemplo, el paso y el ángulo) de órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de manera que, finalmente, las partículas sean emitidas a un canal de extracción que pasa a través del criostato. El regenerador puede aumentar el campo magnético en un punto en la cavidad (por ejemplo, puede producir un "choque" de campo magnético en una zona de la cavidad), haciendo por ello que cada órbita sucesiva de partículas en ese punto progrese hacia fuera, hacia el punto de entrada del canal de extracción hasta que alcance el canal de extracción. El canal de extracción recibe partículas aceleradas desde la columna de plasma y emite las partículas recibidas de la cavidad como un haz de partículas.

La energía del haz de partículas extraídas (o el haz de partículas emitidas desde el acelerador) puede afectar al uso del haz de partículas en los tratamientos. Generalmente, la energía del haz de partículas (o partículas en el haz de partículas) no aumenta después de la extracción. Sin embargo, la energía puede reducirse en función de las necesidades de tratamiento después de la extracción y antes del tratamiento. Refiriéndonos a la figura 1, un sistema de tratamiento de muestras 10 incluye un acelerador 12, por ejemplo, un sincrociclotrón, del cual se extrae un haz de partículas (por ejemplo, protones) 14 que tiene una energía variable para irradiar un volumen diana 24 de un cuerpo 22. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, tales como una unidad de escaneo 16 o una unidad de dispersión 16, una o más unidades de monitorización 18 y un degradador de energía 20, se colocan a lo largo de la dirección de irradiación 28. Los dispositivos interceptan la sección transversal del haz extraído 14 y alteran una o más propiedades del haz extraído para el tratamiento.

Un volumen diana para ser irradiado por un haz de partículas para tratamiento tiene típicamente una configuración tridimensional. En algunas situaciones, para llevar a cabo el tratamiento, el volumen diana se divide en capas a lo largo de la dirección de irradiación del haz de partículas y la irradiación se puede realizar capa a capa. Para determinados tipos de partículas, tales como protones, a lo largo de la dirección de irradiación, la profundidad de penetración (o la capa a la que llega el haz) dentro del volumen diana está determinada en gran medida por la energía del haz de partículas. El haz de partículas de una energía dada no sobrepasa sustancialmente la profundidad de penetración correspondiente. Para mover la irradiación del haz de una capa a otra capa del volumen diana, se cambia la energía del haz de partículas.

En el ejemplo mostrado en la figura 1, el volumen diana 24 se divide en nueve capas 26a - 26i a lo largo de la dirección de irradiación 28. La irradiación comienza típicamente desde la capa más profunda 26i, una capa cada vez, gradualmente hasta las capas más superficiales y termina con la capa más superficial 26a. Antes de la aplicación al cuerpo 22, la energía del haz de partículas 14 se controla para que esté a un nivel que permita que la partícula se detenga en una capa deseada, por ejemplo, la capa 26d, sin penetrar sustancialmente más en el cuerpo o en el volumen diana, por ejemplo, las capas 26e - 26i, o más profundamente en el cuerpo. En algunos ejemplos, la energía deseada del haz de partículas 14 disminuye a medida que la capa de tratamiento se hace menos profunda con respecto a la aceleración de las partículas. Típicamente, la diferencia de energía de haz para tratar capas adyacentes del volumen diana 24 es de aproximadamente 3 MeV a aproximadamente 100 MeV, por ejemplo, de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV, aunque también pueden ser posibles otras diferencias, dependiendo, por ejemplo, del espesor de las capas y de las propiedades del haz.

La variación de energía para tratar diferentes capas del volumen diana 24 puede realizarse en el acelerador 12 de manera que, en algunas implementaciones, no se requiere una variación adicional de energía después de que el haz de partículas se extraiga del acelerador 12. El degradador de energía opcional 20 en el sistema de tratamiento 10 puede ser eliminado del sistema. En algunas implementaciones, el acelerador 12 puede emitir haces de partículas que tienen una energía que varía entre aproximadamente 100 MeV y aproximadamente 300 MeV, por ejemplo, entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV. La variación puede ser continua o no continua, por ejemplo, un paso cada vez. En algunas implementaciones, la variación, continua o no continua, puede tener lugar a

una velocidad relativamente alta, por ejemplo, de hasta aproximadamente 50 MeV por segundo o de hasta aproximadamente 20 MeV por segundo. La variación no continua puede tener lugar en un paso cada vez, con un tamaño de paso de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV.

5 Cuando la irradiación se completa en una capa, el acelerador 12 puede variar la energía del haz de partículas para irradiar una siguiente capa, por ejemplo, unos segundos después o menos de un segundo después. En algunas implementaciones, el tratamiento del volumen diana 24 se puede continuar sin interrupción sustancial o incluso sin ninguna interrupción. En algunas situaciones, el tamaño de paso de la variación de energía no continua se selecciona para que corresponda a la diferencia de energía necesaria para irradiar dos capas adyacentes del volumen diana 24. Por ejemplo, el tamaño del paso puede ser el mismo o una fracción de la diferencia de energía.

10 En algunas implementaciones, el acelerador 12 y el degradador 20 varían conjuntamente la energía del haz 14. Por ejemplo, el acelerador 12 proporciona un ajuste aproximado y el degradador 20 proporciona un ajuste preciso o viceversa. En este ejemplo, el acelerador 12 puede emitir el haz de partículas que varía la energía en una etapa de variación de aproximadamente 10-80 MeV, y el degradador 20 ajusta (por ejemplo, reduce) la energía del haz en una etapa de variación de aproximadamente 2-10 MeV.

15 El uso reducido (o ausencia) del degradador, que puede ser un cambiador de gama, puede facilitar el mantenimiento de la propiedad y la calidad del haz emitido desde el acelerador, por ejemplo, la intensidad del haz. El control del haz de partículas se puede realizar en el acelerador. Los efectos secundarios, por ejemplo, de los neutrones generados cuando el haz de partículas pasa por el degradador 20, pueden reducirse o eliminarse.

20 La energía del haz de partículas 14 también puede necesitar ajuste cuando el sistema de tratamiento 10 trata otro volumen diana 30 en otro cuerpo o en otra parte de cuerpo 22' después de completarse el tratamiento en el volumen diana 24. Los volúmenes diana 24, 30 pueden estar en el mismo cuerpo (o paciente), o pueden pertenecer a diferentes pacientes. Es posible que la profundidad D del volumen diana 30 desde una superficie del cuerpo 22' sea diferente para la del volumen diana 24. Aunque el degradador 20 puede hacer algún ajuste de energía, el degradador 12 sólo puede reducir la energía del haz y no aumentar la energía del haz. A veces, la energía de haz más alta para tratar el volumen diana 30 puede ser mayor que la energía de haz más alta para tratar el volumen diana 24. En tal situación, el acelerador 12 aumenta la energía del haz emitido después de tratar el volumen diana 24 y antes de tratar el volumen diana 30. En otras situaciones, la energía de haz más alta requerida para tratar el volumen diana 30 puede ser inferior a la energía de haz más alta del volumen diana. Aunque el degradador 20 puede reducir la energía, el acelerador 12 puede ajustarse para producir una energía de haz inferior para reducir o eliminar el uso del degradador 20. La división de los volúmenes diana 24, 30 en capas puede ser diferente o igual. Y el volumen diana 30 se puede tratar de manera similar sobre una base capa a capa para el tratamiento del volumen diana 24.

35 El tratamiento de los diferentes volúmenes diana 24, 30 en el mismo paciente puede ser sustancialmente continuo, por ejemplo, con el tiempo de detención entre los dos volúmenes que no sea superior a aproximadamente 30 minutos o menos, por ejemplo, 25 minutos o menos, 20 minutos o menos, 15 minutos o menos, 10 minutos o menos, 5 minutos o menos o 1 minuto o menos. Como se explica en detalle más adelante, el acelerador 12 puede montarse en un pórtico móvil y el movimiento del pórtico mueve el acelerador para apuntar a volúmenes diana diferentes. En algunas situaciones, el acelerador 12 puede completar el ajuste de energía del haz emitido 14 durante el tiempo en el que el sistema de tratamiento hace el ajuste (tal como mover el pórtico) después de completar el tratamiento del volumen diana 24 y antes de comenzar el tratamiento del volumen diana 30. Tan pronto como se realiza la alineación del acelerador y el volumen diana 30, el tratamiento puede comenzar con la energía de haz deseada y ajustada. El ajuste de energía del haz para diferentes pacientes también se puede completar de manera relativamente eficiente. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluyendo el aumento / reducción de la energía del haz y / o el movimiento del pórtico se realizan en aproximadamente 30 minutos, por ejemplo, en aproximadamente 25 minutos, en aproximadamente 20 minutos, en aproximadamente 15 minutos, en aproximadamente 10 minutos o en aproximadamente 5 minutos.

50 En la misma capa de un volumen diana, se aplica una dosis de irradiación moviendo el haz a través de la superficie bidimensional de la capa (que a veces se denomina haz de escaneo) usando una unidad de escaneo 16. Alternativamente, la capa puede ser irradiada pasando el haz extraído a través de uno o más dispersores de la unidad de dispersión 16 (que a veces se denomina haz de dispersión).

La propiedad del haz, tal como la energía y la intensidad, se puede seleccionar antes de un tratamiento o puede ajustarse durante el tratamiento controlando el acelerador 12 y / u otros dispositivos, tales como la unidad de escaneo / dispersor o dispersores 16, el degradador 20 y otros no mostrados en la figura. En algunas implementaciones, el sistema 10 incluye un controlador 32, tal como un ordenador, en comunicación con uno o más dispositivos en el sistema. A veces, el control puede basarse en los resultados de la monitorización realizada por uno o más monitores 18, por ejemplo, monitorización de la intensidad del haz, dosis, localización del haz en el volumen diana, etc. Aunque se muestra que los monitores 18 están entre el dispositivo 16 y el degradador 20, pueden colocarse uno o más monitores en otros lugares de la trayectoria de irradiación del haz. El controlador 32 también puede almacenar un plan de tratamiento para uno o más volúmenes diana (del mismo paciente y / o de diferentes pacientes). El plan de tratamiento puede determinarse antes de comenzar el tratamiento y puede incluir

parámetros tales como la forma del volumen diana, el número de capas, la dosis de irradiación para cada capa, el número de veces que se irradia cada capa, etc. El ajuste de la propiedad del haz dentro del sistema 10 se puede realizar en base al plan de tratamiento. Puede realizarse un ajuste adicional durante el tratamiento, por ejemplo, cuando se detecta una desviación del plan de tratamiento.

5 En algunas implementaciones, el acelerador 12 varía la energía del haz de partículas emitido variando el campo magnético en el que se acelera el haz de partículas. En particular, uno o más conjuntos de bobinas se utilizan para recibir corriente eléctrica variable para producir un campo magnético variable en la cavidad. En algunos ejemplos, un conjunto de bobinas reciben una corriente eléctrica fija, mientras que uno o más conjuntos de bobinas reciben una corriente variable de manera que la corriente total recibida por los conjuntos de bobinas varía. En algunas
10 implementaciones, todos los conjuntos de bobinas son superconductores. En otras implementaciones, algunos conjuntos de bobinas, tales como el conjunto para la corriente eléctrica fija, son superconductores, mientras que otros conjuntos de bobinas, tales como uno o más conjuntos para la corriente variable, son no superconductores. A veces todos los conjuntos de bobinas no son superconductores.

15 Generalmente, la magnitud del campo magnético se puede adaptar a la magnitud de la corriente eléctrica. El ajuste de la corriente eléctrica total de las bobinas en una gama predeterminada puede generar un campo magnético que varía en una gama predeterminada correspondiente. En algunas situaciones, un ajuste continuo de la corriente eléctrica puede derivar en una variación continua del campo magnético y en una variación continua de la energía del haz emitido. Alternativamente, cuando la corriente eléctrica aplicada a las bobinas se ajusta de una manera escalonada no continua, el campo magnético y la energía del haz emitido también varían en consecuencia de una
20 manera no continua. La adaptación del campo magnético a la corriente puede permitir que la variación de la energía del haz se realice con relativa precisión, aunque a veces puede ser necesario un ajuste menor diferente al de la corriente de entrada, cuyos detalles se describen más adelante.

Además, para emitir haces de partículas que tienen una energía variable, el acelerador 12 está configurado para aplicar las tensiones RF que barren sobre diferentes gamas de frecuencias, correspondiendo cada gama a una
25 energía de haz emitido diferente. Por ejemplo, si el acelerador 12 está configurado para producir tres energías de haz emitido diferentes, puede hacerse un barrido de la tensión RF sobre tres gamas de frecuencias diferentes. En otro ejemplo, que corresponde a variaciones de energía de haz continuo, la tensión RF barre sobre gamas de frecuencias que cambian continuamente. Las diferentes gamas de frecuencias pueden tener diferentes límites de frecuencia inferior y / o frecuencia superior.

30 Los haces de partículas que tienen diferentes energías pueden extraerse del acelerador 12 sin alterar las características del regenerador que se utiliza para extraer haces de partículas que tienen una sola energía. En otras implementaciones, el regenerador puede moverse para perturbar órbitas de partículas o se pueden añadir o retirar tapones de hierro para cambiar el choque de campo magnético en base a la energía de partícula variable.

35 Como ejemplo, el cuadro 1 muestra tres niveles de energía en los que el acelerador 12 puede emitir haces de partículas. También se enumeran los parámetros correspondientes para producir los tres niveles de energía. En particular, la corriente magnética se refiere a la corriente eléctrica total aplicada a uno o más conjuntos de bobinas en el acelerador 12; las frecuencias máxima y mínima definen las gamas en las que las tensiones RF barren; y r es la distancia radial de un lugar a un centro de la cavidad en la que las partículas son aceleradas.

Haz	Imán	Máximo	Mínimo	Campo magnético en	Campo magnético en
Energía (MeV)	Corriente (A)	Frecuencia (MHz)	Frecuencia (MHz)	r = 0 mm(Tesla)	r = 298 mm (Tesla)
250	1990	132	99	8,7	8,2
235	1920	128	97	8,4	8,0
211	1760	120	93	7,9	7,5

Tabla 1. Ejemplos de energías de haz y parámetros respectivos.

40 A continuación, se describen detalles de un ejemplo de acelerador de partículas que produce partículas cargadas que tienen energías variables. El acelerador puede ser un sincrociclotrón y las partículas pueden ser protones. Las partículas se forman en haces para su uso en tratamientos. La energía del haz emitido por el acelerador de partículas puede variarse durante el tratamiento de un volumen diana en un paciente o entre tratamientos de diferentes volúmenes diana del mismo paciente o de diferentes pacientes. En algunas implementaciones, los ajustes
45 del acelerador se cambian para variar la energía del haz cuando no se emite ningún haz (o partículas) desde el acelerador. La variación de energía puede ser continua o no continua en una gama deseada.

Refiriéndonos a la figura 2, un sistema de terapia de radiación de partículas cargadas 500 incluye un acelerador de partículas productor de haz 502 que tiene un peso y un tamaño suficientemente pequeños para permitir su montaje en un pórtico giratorio 504 con su emisión dirigida recta (es decir, esencialmente directamente) desde un alojamiento
50 de acelerador a un paciente 506.

5 En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para girar sobre dos cojinetes respectivos 512, 514 que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por una armadura de acero 516 que es suficientemente larga para abarcar una zona de tratamiento 518 en la que se encuentra el paciente (por ejemplo, dos veces más larga que una persona alta, para permitir que la persona sea girada completamente dentro del espacio con cualquier zona diana deseada del paciente permaneciendo en la línea del haz) y está fijado de forma estable a ambos extremos a las patas giratorias del pórtico.

10 En algunos ejemplos, la rotación del pórtico está limitada a un radio 520 de menos de 360 grados, por ejemplo, de aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 522 se extienda desde una pared de la bóveda 524 que aloja el sistema de terapia en la zona de tratamiento del paciente. El radio de rotación limitado del pórtico también reduce el espesor requerido de algunas de las paredes (que nunca están alineadas directamente con el haz, por ejemplo, la pared 530), que proporcionan blindaje contra la radiación de personas que están fuera de la zona de tratamiento. Un radio de 180 grados de rotación de pórtico es suficiente para cubrir todos los ángulos de aproximación de tratamiento, aunque proporcionar un radio más amplio de desplazamiento puede ser útil. Por ejemplo, el radio de rotación puede estar entre 180 y 330 grados y todavía proporcionar espacio para la superficie de suelo de terapia.

20 El eje de rotación horizontal 532 del pórtico está situado nominalmente un metro por encima del suelo donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este suelo está situado a unos 3 metros por encima del suelo inferior de la bóveda blindada del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar bajo el suelo elevado para suministrar haces de tratamiento por 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 un radio 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de pórtico y radios de rotación de paciente y grados de libertad permiten al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de aproximación para el haz. Si es necesario, el paciente puede colocarse en la camilla en la orientación opuesta y, a continuación, se pueden utilizar todos los ángulos posibles.

25 En algunas implementaciones, el acelerador utiliza una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy elevado. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un incremento en el campo magnético aplicado a la misma, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy elevado permite que el acelerador se haga más pequeño y ligero. El sincrociclotrón utiliza un campo magnético con ángulo de rotación uniforme y disminuye de intensidad con el aumento del radio. Tal forma de campo se puede lograr sin importar la magnitud del campo magnético, por lo que en teoría no hay límite superior para la intensidad del campo magnético (y por lo tanto la energía de partícula resultante en un radio fijo) que se puede usar en un sincrociclotrón.

30 Los materiales superconductores pierden sus propiedades superconductoras en presencia de campos magnéticos muy elevados. Los devanados de cable superconductores de alto rendimiento se utilizan para permitir que se logren campos magnéticos muy elevados.

35 Los materiales superconductores normalmente necesitan ser enfriados a bajas temperaturas para que se obtengan sus propiedades superconductoras. En algunos ejemplos descritos aquí, se utilizan crioenfriadores para llevar los devanados de bobina superconductores a temperaturas cercanas al cero absoluto. El uso de crioenfriadores puede reducir la complejidad y el costo.

40 El sincrociclotrón está soportado sobre el pórtico de modo que el haz se genera directamente en línea con el paciente. El pórtico permite la rotación del ciclotrón alrededor de un eje de rotación horizontal que contiene un punto (isocentro 540) dentro o cerca del paciente. La armadura dividida que es paralela al eje de rotación, soporta el ciclotrón por ambos lados.

45 Debido a que el radio de rotación del pórtico es limitado, una zona de soporte de paciente puede adaptarse en una amplia zona alrededor del isocentro. Debido a que el suelo se puede extender ampliamente alrededor del isocentro, una mesa de soporte de paciente puede estar colocada para moverse con respecto a y girar alrededor de un eje vertical 542 a través del isocentro de manera que, mediante una combinación de rotación del pórtico y movimiento y rotación de la mesa, se puede conseguir cualquier ángulo de dirección del haz en cualquier parte del paciente. Los dos brazos del pórtico están separados más del doble de la altura de un paciente alto, permitiendo que la camilla con el paciente gire y se traslade en un plano horizontal por encima del suelo elevado.

50 La limitación del ángulo de rotación de pórtico permite una reducción de espesor de al menos una de las paredes que rodean la sala de tratamiento. Las paredes gruesas, normalmente construidas de hormigón, proporcionan protección contra las radiaciones a las personas que están fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de un haz de protones de parada puede tener aproximadamente el doble de grosor que una pared en el extremo opuesto de la sala para proporcionar un nivel de protección equivalente. La limitación del radio de rotación del pórtico permite ubicar la sala de tratamiento por debajo del nivel de tierra en tres lados, permitiendo al mismo tiempo que una zona ocupada adyacente a la pared más delgada reduzca el costo de construcción de la sala de tratamiento.

Energía variable

En el ejemplo mostrado en la figura 2, el sincrociclotrón superconductor 502 emite haces de partículas que tienen una energía variable. La gama de la energía variable puede tener un límite superior que es de aproximadamente 200 MeV a aproximadamente 300 MeV o superior, por ejemplo, 200 MeV, aproximadamente 205 MeV, aproximadamente 210 MeV, aproximadamente 215 MeV, aproximadamente 220 MeV, aproximadamente 225 MeV, aproximadamente 230 MeV, aproximadamente 235 MeV, aproximadamente 240 MeV, aproximadamente 245 MeV, aproximadamente 250 MeV, aproximadamente 255 MeV, aproximadamente 260 MeV, aproximadamente 265 MeV, aproximadamente 270 MeV, aproximadamente 275 MeV, aproximadamente 280 MeV, aproximadamente 285 MeV, aproximadamente 290 MeV, aproximadamente 295 MeV o aproximadamente 300 MeV o superior. La gama también puede tener un límite inferior que es de aproximadamente 100 MeV o inferior a aproximadamente 200 MeV, por ejemplo, aproximadamente 100 MeV o inferior, aproximadamente 105 MeV, aproximadamente 110 MeV, aproximadamente 115 MeV, aproximadamente 120 MeV, aproximadamente 125 MeV, aproximadamente 130 MeV, aproximadamente 135 MeV, aproximadamente 140 MeV, aproximadamente 145 MeV, aproximadamente 150 MeV, aproximadamente 155 MeV, aproximadamente 160 MeV, aproximadamente 165 MeV, aproximadamente 170 MeV, aproximadamente 175 MeV, aproximadamente 180 MeV, aproximadamente 185 MeV, aproximadamente 190 MeV, aproximadamente 195 MeV, aproximadamente 200 MeV.

En algunas situaciones, la variación es no continua y la etapa de variación puede tener un tamaño de aproximadamente 10 MeV o inferior, aproximadamente 15 MeV, aproximadamente 20 MeV, aproximadamente 25 MeV, aproximadamente 30 MeV, aproximadamente 35 MeV, aproximadamente 40 MeV, aproximadamente 45 MeV, aproximadamente 50 MeV, aproximadamente 55 MeV, aproximadamente 60 MeV, aproximadamente 65 MeV, aproximadamente 70 MeV, aproximadamente 75 MeV, o aproximadamente 80 MeV o superior. Variar la energía un tamaño de paso puede tardar no más de 30 minutos, por ejemplo, alrededor de 25 minutos o menos, unos 20 minutos o menos, unos 15 minutos o menos, unos 10 minutos o menos, unos 5 minutos o menos, aproximadamente 1 minuto o menos, o unos 30 segundos o menos. En otras situaciones, la variación es continua y el acelerador puede ajustar la energía del haz de partículas a una velocidad relativamente alta, por ejemplo, hasta alrededor de 50 MeV por segundo, hasta alrededor de 45 MeV por segundo, hasta alrededor de 40 MeV por segundo, hasta alrededor de 35 MeV por segundo, hasta alrededor de 30 MeV por segundo, hasta aproximadamente 25 MeV por segundo, hasta aproximadamente 20 MeV por segundo, hasta aproximadamente 15 MeV por segundo o hasta aproximadamente 10 MeV por segundo. El acelerador puede configurarse para ajustar la energía de las partículas tanto de forma continua como no continua. Por ejemplo, una combinación de la variación continua y no continua se puede utilizar en un tratamiento de un volumen diana o en tratamientos de diferentes volúmenes diana. Puede lograrse una planificación de tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

El acelerador de partículas que emite un haz de partículas que tiene una energía variable puede proporcionar precisión en el tratamiento de irradiación y reducir el número de dispositivos adicionales (distintos del acelerador) para el tratamiento. Por ejemplo, puede reducirse o eliminarse el uso de degradadores para cambiar la energía de un haz de partículas emitido. Las propiedades del haz de partículas, tales como la intensidad, el enfoque, etc. pueden controlarse en el acelerador de partículas y el haz de partículas puede alcanzar el volumen diana sin alterar sustancialmente los dispositivos adicionales. La tasa relativamente alta de variación de la energía del haz puede reducir el tiempo de tratamiento y permitir un uso eficiente del sistema de tratamiento.

Campo magnético variable

El acelerador, tal como el sincrociclotrón 502 de la figura 2, acelera partículas o haces de partículas a niveles de energía variables mediante la variación del campo magnético en el acelerador, lo que se puede lograr mediante la variación de la corriente eléctrica aplicada a bobinas para generar el campo magnético. Tal como se muestra en las figuras 3, 4, 5, 6, y 7, un ejemplo de sincrociclotrón 1010 (502 en la figura 2) incluye un sistema magnético 1012 que contiene una fuente de partículas 90, un sistema de accionamiento de radiofrecuencia 91 y un sistema de extracción de haz 38. El campo magnético establecido por el sistema magnético 1012 puede variar de aproximadamente 5 % a aproximadamente 35 % de un valor máximo del campo magnético que pueden generar dos conjuntos de bobinas 40a y 40b y 42a y 42b. El campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma adecuada para mantener el enfoque de un haz de protones contenidos utilizando una combinación de los dos conjuntos de bobinas y un par de caras de polo ferromagnético perfiladas 44, 46 (por ejemplo, acero bajo en carbono).

Cada conjunto de bobinas es un par dividido de bobinas anulares para recibir corriente eléctrica. En algunas situaciones, los dos conjuntos de bobinas son superconductores. En otras situaciones, sólo un conjunto de las bobinas es superconductor y el otro conjunto es no superconductor o conductor normal (también se analiza más adelante). También es posible que ambos conjuntos de bobinas sean no superconductores. Materiales superconductores adecuados para su uso en las bobinas incluyen niobio-3 estaño (Nb_3Sn) y / o niobio-titanio. Otros materiales conductores normales pueden incluir cobre. Más adelante se describen ejemplos de construcciones de conjuntos de bobinas.

Los dos conjuntos de bobinas se pueden conectar eléctricamente en serie o en paralelo. En algunas implementaciones, la corriente eléctrica total recibida por los dos conjuntos de bobinas puede incluir de aproximadamente 2 millones de amperio-vueltas a aproximadamente 10 millones de amperio-vueltas, por ejemplo, de aproximadamente 2,5 a aproximadamente 7,5 millones de amperio-vueltas o de aproximadamente 3,75 millones de amperio-vueltas a aproximadamente 5 millones de amperio-vueltas. En algunas situaciones, un conjunto de

bobinas está configurado para recibir una parte fija (o constante) de la corriente eléctrica variable total, mientras que el otro conjunto de bobinas está configurado para recibir una parte variable de la corriente eléctrica total. La corriente eléctrica total de los dos conjuntos de bobinas varía dependiendo de la variación de la corriente en un conjunto de bobinas. En otras situaciones, la corriente eléctrica aplicada a ambos conjuntos de bobinas puede variar. La corriente total variable en los dos conjuntos de bobinas puede generar un campo magnético que tiene una magnitud variable, que a su vez varía las trayectorias de aceleración de las partículas y produce partículas que tienen energías variables.

En general, la magnitud del campo magnético generado por la bobina o bobinas se puede adaptar a la magnitud de la corriente eléctrica total aplicada a la bobina o bobinas. En base a la adaptación, en algunas implementaciones, la variación lineal de la intensidad de campo magnético se puede lograr cambiando linealmente la corriente total de los conjuntos de bobinas. La corriente total se puede ajustar a una tasa relativamente alta que deriva en un ajuste de tasa relativamente alta del campo magnético y la energía del haz.

En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, la relación entre valores de la corriente y el campo magnético en el centro geométrico de los anillos de bobina es: 1990:8,7 (aproximadamente 228,7:1); 1920:8,4 (aproximadamente 228,6:1); 1760:7,9 (aproximadamente 222,8:1). En consecuencia, el ajuste de la magnitud de la corriente total aplicada a una bobina o bobinas superconductoras puede ajustar proporcionalmente (en base a la relación) la magnitud del campo magnético.

La adaptación del campo magnético a la corriente eléctrica total en el ejemplo del cuadro 1 se muestra también en el gráfico de la figura 8, donde B_z es el campo magnético a lo largo de la dirección Z; y R es la distancia radial medida desde un centro geométrico de los anillos de bobina a lo largo de una dirección perpendicular a la dirección Z. El campo magnético tiene el valor más alto en el centro geométrico y disminuye a medida que aumenta la distancia R. Las curvas 1035, 1037 representan el campo magnético generado por los mismos conjuntos de bobinas que reciben una corriente eléctrica total diferente: 1760 amperios y 1990 amperios, respectivamente. Las energías correspondientes de las partículas extraídas son 211 MeV y 25 MeV, respectivamente. Las dos curvas 1035, 1037 tienen sustancialmente la misma forma y las diferentes partes de las curvas 1035, 1037 son sustancialmente paralelas. Como resultado de ello, ya sea la curva 1035 o la curva 1037 se puede desplazar linealmente para que coincida sustancialmente con la otra curva, lo que indica que el campo magnético se puede adaptar a la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de bobinas.

En algunas implementaciones, la adaptación del campo magnético a la corriente eléctrica total puede no ser perfecta. Por ejemplo, la relación entre el campo magnético y la corriente calculada en base al ejemplo que se muestra en el cuadro 1 no es constante. Además, como se muestra en la figura 8, el desplazamiento lineal de una curva no puede adaptarse perfectamente a la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los conjuntos de bobinas en el supuesto de una adaptación perfecta. El campo magnético diana (en el supuesto de una adaptación perfecta) puede generarse alterando adicionalmente las características, por ejemplo, la geometría de las bobinas, para contrarrestar la imperfección en la adaptación. Como ejemplo, se pueden insertar o retirar varillas de hierro de una o ambas piezas de polo. Las características de las bobinas pueden alterarse a una tasa relativamente alta de modo que la tasa de ajuste de campo magnético no se vea afectada sustancialmente en comparación con la situación en la que la adaptación es perfecta y sólo es necesario ajustar la corriente eléctrica. En el ejemplo de las varillas de hierro, las varillas pueden añadirse o retirarse en la escala de tiempo de segundos o minutos, por ejemplo, 5 minutos, 1 minuto, menos de 30 segundos, o menos de 1 segundo.

En algunas implementaciones, ajustes del acelerador, tales como la corriente aplicada a los conjuntos de bobinas, pueden elegirse en base a la adaptación sustancial del campo magnético a la corriente eléctrica total en los conjuntos de bobinas.

Generalmente, para producir la corriente total que varía dentro de una gama deseada, se puede utilizar cualquier combinación de corriente aplicada a los dos conjuntos de bobinas. En un ejemplo, el conjunto de bobinas 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite inferior de una gama deseada del campo magnético. En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, la corriente eléctrica fija es de 1760 amperios. Además, el conjunto de bobinas 40a, 40b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica variable que tenga un límite superior que corresponda a una diferencia entre un límite superior y un límite inferior de la gama deseada del campo magnético. En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, el conjunto de bobinas 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varíe entre 0 amperios y 230 amperios.

En otro ejemplo, el conjunto de bobinas 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite superior de un rango deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, la corriente fija es de 1990 amperios. Además, el conjunto de bobinas 40a, 40b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica variable que tenga un límite superior que corresponda a una diferencia entre un límite inferior y un límite superior del rango deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, el conjunto de bobinas 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varíe entre -230 amperios y 0 amperios.

El campo magnético variable total generado por la corriente total variable para acelerar las partículas puede tener una magnitud máxima mayor de 4 Tesla, por ejemplo, mayor de 5 Tesla, mayor de 6 Tesla, mayor de 7 Tesla, mayor

de 8 Tesla, mayor de 9 Tesla o mayor de 10 Tesla, y hasta aproximadamente 20 Tesla o superior, por ejemplo, hasta aproximadamente 18 Tesla, hasta aproximadamente 15 Tesla o hasta aproximadamente 12 Tesla. En algunas implementaciones, la variación de la corriente total en los conjuntos de bobinas puede variar el campo magnético de aproximadamente 0,2 Tesla a aproximadamente 4,2 Tesla o más, por ejemplo, aproximadamente 0,2 Tesla a aproximadamente 1,4 Tesla o aproximadamente 0,6 Tesla a aproximadamente 4,2 Tesla. En algunas situaciones, la cantidad de variación del campo magnético puede ser proporcional a la magnitud máxima.

Además, a una magnitud máxima dada del campo magnético, la intensidad del campo magnético es generalmente una función de la distancia de un centro geométrico del acelerador y puede verse afectada por la elección de la geometría de las bobinas 40a, 40b, 42a y 42b y de la forma y el material de los polos magnéticos. Un ejemplo de la variación de intensidad de campo magnético como una función de la distancia se muestra en la figura 8.

Un ejemplo de la construcción de los dos conjuntos de bobinas se describe a continuación. Los dos conjuntos de bobinas están centrados en un eje común 47 y están separados a lo largo del eje. En el ejemplo mostrado en las figuras 9 y 10, los conjuntos de bobinas están formadas de hebras superconductoras de 0,8 mm de diámetro a base de Nb₃Sn 48 (que al principio comprenden un núcleo de niobio-estaño rodeado por una cubierta de cobre) desplegadas en una geometría de conductor de cable en canal enrollado. Después de que siete hebras individuales sean cableadas juntas, son calentadas para producir una reacción que forme el material superconductor final (frágil) del cable. Después de que se ha hecho reaccionar el material, los cables se sueldan en el canal de cobre (dimensiones externas 3,18 × 2,54 mm y dimensiones internas 2,08 × 2,08 mm) y se cubren con un aislamiento 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejida). El canal de cobre que contiene los cables 53 se enrolla después en dos conjuntos de bobinas, teniendo cada una una sección transversal rectangular de 8,55 cm x 19,02 cm, que tiene 26 capas y 49 vueltas por capa. Los conjuntos de bobinas enrolladas se impregnan después al vacío con un compuesto epoxi 54. Los conjuntos de bobinas acabadas se montan en una bobina de acero inoxidable anular inversa 56. Mantas térmicas 55 se colocan a intervalos en las capas de los devanados para proteger el conjunto en caso de una extinción magnética.

Los conjuntos de bobinas enrolladas se impregnan después al vacío con un compuesto epoxi. Cada conjunto de bobinas completo se puede cubrir después con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y a continuación incluir en una capa adicional de epoxi. La precompresión de los conjuntos de bobinas se puede proporcionar mediante el enfriamiento del conjunto de bobinas a una temperatura baja y montando los conjuntos de bobinas dentro de la bobina inversa. El diámetro interior de la bobina inversa se elige de modo que cuando toda la masa se enfría a 4 K, la bobina inversa permanece en contacto con los conjuntos de bobinas y proporciona una cierta compresión.

La geometría de los conjuntos de bobinas se mantiene mediante el montaje de los conjuntos de bobinas en el carrete rectangular inverso 56 para ejercer una fuerza de recuperación 60 que funcione contra la fuerza de distorsión que se produce cuando se energizan las bobinas. Como se muestra en la figura 6, la posición de los conjuntos de bobinas se mantiene con respecto al yugo magnético y al criostato usando un conjunto de correas de soporte cálidas a frías 402, 404, 406. El soporte de la masa fría con correas delgadas reduce la fuga de calor impartido a la masa fría por el sistema de soporte rígido. Las correas están dispuestas para soportar la fuerza de gravedad variable sobre los conjuntos de bobinas a medida que el imán gira alojado en el pórtico. Éstas soportan los efectos combinados de la gravedad y de la gran fuerza de descentrado realizada por los conjuntos de bobinas cuando son desestabilizados desde una posición perfectamente simétrica con respecto al yugo magnético. Además, las conexiones actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas en los conjuntos de bobinas a medida que el pórtico se acelera y desacelera cuando se cambia su posición. Cada soporte cálido a frío incluye una conexión de fibra de vidrio S2 y una conexión de fibra de carbono. La conexión de fibra de carbono es soportada a través de pasadores entre el yugo cálido y una temperatura intermedia (50-70 K), y la conexión de fibra de vidrio S2 408 es soportada a través del pasador de temperatura intermedia y un pasador fijado a la masa fría. Cada conexión mide 5 cm de largo (centro de pasador a centro de pasador) por 17 mm de ancho. El espesor de conexión es de 9 mm. Cada pasador está hecho de acero inoxidable de alta resistencia y mide 40 mm de diámetro.

Las principales bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, de alrededor de 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobinas (las bobinas y la estructura de soporte) en el interior de una cámara criostática de acero inoxidable o aluminio anular evacuada que proporciona al menos algo de espacio libre alrededor de la estructura de bobina. En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto se logra y se mantiene usando un canal de enfriamiento (no mostrado) que contiene helio líquido, que se forma dentro de la estructura de soporte y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la bobina superconductora correspondiente. Un ejemplo de un sistema de enfriamiento de helio líquido del tipo descrito anteriormente, y que se pueden utilizar, se describe en la solicitud de patente US 13/148.000 (de Begg et al.).

Como ejemplo, los conjuntos de bobinas se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, de alrededor de 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobinas (las bobinas y el carrete) en el interior de una cámara criostática de acero inoxidable o aluminio anular evacuada 70 que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos de soporte 71, 73.

5 En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto se alcanza y se mantiene utilizando un criofriador de Gifford-McMahon de una sola etapa y tres criofriadores de Gifford McMahon de dos etapas. Cada criofriador de dos etapas tiene un extremo frío de segunda etapa fijado a un condensador que recondensa vapor de helio en helio líquido. A las cabezas de criofriador se les suministra helio comprimido desde un compresor. El criofriador de Gifford-McMahon de una sola etapa, está dispuesto para enfriar cables a temperatura alta (por ejemplo, 50-70 grados Kelvin) que alimentan corriente a los devanados superconductores.

10 En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto se consigue y se mantiene usando dos criofriadores de Gifford-McMahon 72, 74 que están dispuestos en diferentes posiciones en el conjunto de bobinas. Cada criofriador tiene un extremo frío 76 en contacto con el conjunto de bobinas. A las cabezas de criofriador 78 se les suministra helio comprimido desde un compresor 80. Otros dos criofriadores de Gifford-McMahon 77, 79 están dispuestos para enfriar cables a temperatura alta (por ejemplo, 60-80 grados Kelvin) que alimentan corriente a los devanados superconductores.

15 El conjunto de bobinas y la cámara criostática se montan dentro de y completamente cerrados por dos mitades 81, 83 de un yugo magnético en forma de pastillero 82. En este ejemplo, el diámetro interior del conjunto de bobinas es de unos 74,6 cm. El yugo de hierro 82 proporciona una trayectoria para el flujo de campo magnético de retorno 84 y protege magnéticamente el volumen 86 entre las caras de polo 44, 46 para evitar que influencias magnéticas externas perturben la forma del campo magnético dentro de ese volumen. El yugo también sirve para disminuir el campo magnético de dispersión en el entorno del acelerador.

20 Aunque se muestran dos conjuntos de bobinas, el acelerador puede incluir alternativamente un conjunto de bobinas o más de dos conjuntos de bobinas. En la situación en la que sólo se utiliza un conjunto de bobinas, el conjunto de bobinas está configurado para recibir una corriente eléctrica variable para variar el campo magnético. En las situaciones en las que se utilizan más de dos conjuntos de bobinas, uno o más de los conjuntos de bobinas están configurados para recibir una corriente eléctrica variable para variar el campo magnético.

25 Uno, dos, o más conjuntos de bobinas pueden construirse de manera similar a las construcciones mostradas en las figuras 9 y 10. Aunque se describe que los dos conjuntos de bobinas tienen el mismo radio y construcción (por ejemplo, número de capas y vueltas, materiales, etc.), pueden tener diferentes características. En algunas implementaciones, los diferentes conjuntos de bobinas se construyen en base a la necesidad de recibir corriente eléctrica diferente.

30 Además de ser variable, el campo magnético en el acelerador tiene que tener ciertas propiedades para mantener el haz de partículas dentro de la cámara a medida que acelera. El índice de campo magnético n , que se muestra a continuación,

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

35 debe mantenerse positivo para mantener este enfoque "débil". Aquí r es el radio del haz y B es el campo magnético. Además, el índice de campo debe mantenerse por debajo de 0,2, ya que en este valor la periodicidad de las oscilaciones radiales y las oscilaciones verticales del haz coinciden en una resonancia $v_r = 2 v_z$. Las frecuencias betatrón se definen mediante $v_r = (1-n) \frac{1}{2}$ y $v_z = n/2$. Los polos son ferromagnéticos y las caras de polo ferromagnético están diseñadas para dar forma al campo magnético generado por las bobinas, de modo que el índice de campo n se mantiene positivo y con un diámetro menor inferior a 0,2 compatible con un haz de 250 MeV en el campo magnético dado.

40 El enfoque débil del índice de campo magnético puede facilitar la variación de la energía del haz de partículas en base a la variación del campo magnético. A medida que se cambia el campo magnético, de forma continua o en etapas, cambiando la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de bobinas, el enfoque axial del campo magnético se cambia en consecuencia. En algunas implementaciones, se pueden utilizar imanes de dirección (no se muestran) para dirigir el campo magnético para corregir los posibles errores de puntería causados por la variación del campo.

45 Los campos magnéticos de dispersión que salen del acelerador están limitados tanto por el yugo magnético 46a, 46b (que también sirve de blindaje) como por el blindaje magnético independiente adicional (no se muestra).

50 En algunas implementaciones, el yugo de retorno y el blindaje pueden ser reemplazados por, o aumentados mediante, un sistema de retorno activo. Un ejemplo de sistema de retorno activo incluye una o más bobinas de retorno activo que conducen corriente en una dirección opuesta a la corriente que pasa a través de las principales bobinas superconductoras. En algunas implementaciones ejemplares, hay una bobina de retorno activo para cada bobina superconductora, por ejemplo, dos bobinas de retorno activo, una para cada bobina superconductora (denominada bobina "principal"). Cada bobina de retorno activo también puede ser una bobina superconductora que rodee el exterior de una bobina superconductora principal correspondiente.

55 La corriente pasa a través de las bobinas de retorno activo en una dirección que es opuesta a la dirección de la corriente que pasa a través de las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activo genera de ese modo un campo magnético que es de polaridad opuesta al campo magnético generado por las

bobinas principales. Como resultado de ello, el campo magnético generado por una bobina de retorno activo puede disipar al menos parte del campo magnético de dispersión relativamente fuerte que resulta de la bobina principal correspondiente. En algunas implementaciones, cada retorno activo puede ser utilizado para generar un campo magnético de entre 2,5 T y 12 T o más. Un ejemplo de un sistema de retorno activo que puede usarse se describe en la solicitud de patente US 13/907.601, presentada el 31 de mayo de 2013, cuyo contenido se incorpora en el presente documento como referencia.

Tal como se muestra en las figuras 4 y 11, el sincrociclotrón incluye una fuente de partículas 90 con una geometría de medidor de iones de Penning situada cerca del centro geométrico 92 de la estructura magnética 82. La fuente de partículas puede ser como se describe a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente US 11/948.662 incorporada en el presente documento como referencia.

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

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño agujero del tubo 194 para crear un suministro de iones positivos (protones) para su aceleración mediante una placa de radiofrecuencia semicircular (en forma de de) 100 que se extiende la mitad del espacio encerrado por la estructura magnética, y una placa de ficticia 102. En el caso de una fuente de partículas interrumpidas (un ejemplo de la cual se describe en la solicitud de patente US 11/948.662), todo (o una parte sustancial) el tubo que contiene el plasma se retira en la región de aceleración, lo que permite que los iones se aceleren más rápidamente en un campo magnético relativamente alto.

Gamas de frecuencia RF

Tal como se muestra en la figura 12, la placa de 100 es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies semicirculares 103, 105 que encierran un espacio 107 en el que los protones se aceleran durante la mitad de su rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura magnética. Un conducto 109 que se abre al espacio 107 se extiende a través del yugo hasta un emplazamiento externo en el que se puede fijar una bomba de vacío 111 para evacuar el espacio 107 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío 119 en la que tiene lugar la aceleración. El elemento ficticio 102 comprende un anillo metálico rectangular que está separado y cerca del borde expuesto de la placa de. La de ficticia tiene como base la cámara de vacío y el yugo magnético. La placa de 100 es accionada por una señal de radiofrecuencia que se aplica al final 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 el haz de partículas aceleradas aumenta de distancia desde el centro geométrico. Ejemplos de generadores de forma de onda de radiofrecuencia que son útiles para este propósito se describen en la solicitud de patente US 11/187.633, titulada "Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de julio de 2005, y en la solicitud provisional US 60/590.089, con el mismo título, presentada el 21 de julio de 2004, ambas incorporadas en el presente documento como referencia. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede controlarse en el modo descrito en la solicitud de patente US 11/948.359, titulada "Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage", cuyo contenido se incorpora en el presente documento como referencia.

Para el haz que emerge de la fuente de partículas situada en el centro para despejar la estructura de fuente de partículas a medida que empieza a girar hacia fuera, se requiere una gran diferencia de tensión a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones pueden aplicarse de 5.000 a 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia necesaria para accionar esta gran tensión, la estructura magnética está dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y la masa. Esto se hace creando espacio suficiente desde las estructuras de radiofrecuencia a través del yugo externo y del alojamiento de criostato y creando suficiente espacio entre las caras de polo magnético.

El potencial alterno de alta tensión que acciona la placa de tiene una frecuencia que es barrida hacia abajo durante el ciclo de aceleración para justificar el aumento de masa relativista de los protones y el descenso del campo magnético. Se puede hacer un barrido de la tensión sobre una gama de frecuencias en ciclos, y cada ciclo puede corresponder al ciclo de aceleración de las partículas en el acelerador. En algunas implementaciones, el acelerador es un sincrociclotrón y los haces de partículas emitidos desde el acelerador tienen forma de racimos de partículas pulsadas. Cada racimo de partículas puede ser acelerado dentro de un ciclo de aceleración y el ciclo de barrido de RF puede ser el mismo que el ciclo en el que se producen o extraen los racimos de partículas.

La de ficticia no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que está al potencial de tierra junto con las paredes de cámara de vacío. Se podrían usar otras disposiciones de placa, tales como más de un par de electrodos de aceleración accionados con diferentes etapas eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura RF se puede sintonizar para mantener la coincidencia de resonancia correcta durante el barrido de frecuencia requerido utilizando, por ejemplo, un condensador giratorio que tenga cuchillas giratorias y fijas de engranaje. Durante cada engranaje de las cuchillas, la capacitancia aumenta, disminuyendo así la frecuencia de resonancia de la estructura

RF. Las cuchillas se pueden conformar para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Un racimo de partículas se acelera durante cada engranaje de las cuchillas del condensador giratorio.

La gama de frecuencias RF en la que la alta tensión en la placa de 100 barre está relacionada con la energía de haz y diferentes energías de haz corresponden a diferentes gamas RF. En consecuencia, a medida que la energía de haz varía en el acelerador, cambia la gama RF correspondiente sobre la que la tensión barre en ciclos. Se pueden seleccionar diferentes gamas de frecuencias RF en base a las gamas de energía de haz. En algunas implementaciones, para adaptar las gamas de la variación de energía, la gama de frecuencias RF tiene un límite inferior que varía entre aproximadamente 40 MHz y aproximadamente 250 MHz y un límite superior que varía entre aproximadamente 56 MHz y aproximadamente 340 MHz. Por ejemplo, el límite inferior puede variar entre aproximadamente 73 MHz y aproximadamente 150 MHz y el límite superior puede variar entre aproximadamente 131 MHz y aproximadamente 196 MHz. En el ejemplo mostrado en el cuadro 1, la gama de frecuencias RF es de 99 MHz a 132 MHz para una energía de haz de 250 MeV, de 97 MHz a 128 MHz para una energía de haz de 235 MeV y de 93 MHz a 120 MHz para una energía de haz de 211 MeV.

La figura 13 muestra una estructura RF ejemplar para hacer un barrido de la tensión en la placa de 100 sobre una gama de frecuencias RF para cada nivel de energía del haz de partículas y para variar la gama de frecuencias cuando se varía la energía de haz de partículas. Las superficies semicirculares 103, 105 de la placa de 100 están conectadas a un conductor interno 1300 y alojadas en un conductor externo 1302. La alta tensión se aplica a la placa de 100 desde una fuente de alimentación (no mostrada, por ejemplo, una entrada de tensión oscilante) a través de un dispositivo de acoplamiento de potencia 1304 que acopla la fuente de alimentación al conductor interno. En algunas implementaciones, el dispositivo de acoplamiento 1304 está situado en el conductor interno 1300 para proporcionar transferencia de potencia desde la fuente de alimentación a la placa de 100. Además, la placa de 100 está acoplada a elementos reactivos variables 1306, 1308 para realizar el barrido de frecuencias RF para cada nivel de energía de partícula y para cambiar la gama de frecuencias RF para diferentes niveles de energía de partícula.

En particular, el elemento reactivo variable 1306 puede ser un condensador giratorio que tenga múltiples cuchillas 1310 giratorias gracias a un motor (no mostrado). Al engranarse o desengranarse las cuchillas 1310 durante cada ciclo de barrido RF, cambia la capacitancia de la estructura RF, que a su vez cambia la frecuencia de resonancia de la estructura RF. En algunas implementaciones, durante cada cuarto de ciclo del motor, las cuchillas 1310 engranan entre sí. La capacitancia de la estructura RF aumenta y la frecuencia de resonancia disminuye. El proceso se invierte cuando las cuchillas 1310 se desengranan. Como resultado de ello, la potencia requerida para generar la alta tensión aplicada a la placa de 103 y necesaria para acelerar el haz puede ser reducida un factor grande. En algunas implementaciones, la forma de las cuchillas 1310 se mecaniza para formar la dependencia requerida de la frecuencia de resonancia puntualmente.

La rotación de las cuchillas puede sincronizarse con la generación de frecuencia RF. Al variar el factor Q de la cavidad RF, la frecuencia de resonancia de la estructura RF se mantiene próxima a la frecuencia del potencial de tensión alterno aplicado a la placa de 103 (la de ficticia está conectada a tierra y no se muestra en la figura 13).

El elemento reactivo variable 1308 puede ser un condensador formado por una placa 1312 y una superficie 1316 del conductor interno 1300. La placa 1312 se puede mover a lo largo de una dirección 1314 hacia o en dirección opuesta a la superficie 1316. La capacitancia del condensador cambia a medida que cambia la distancia D entre la placa 1312 y la superficie 1316. Para cada gama de frecuencias en la que se va a realizar un barrido para una energía de partícula, la distancia D está en un valor establecido, y para cambiar la gama de frecuencias, la placa 1312 se mueve en correspondencia con el cambio de la energía del haz emitido.

En algunas implementaciones, los conductores interno y externo 1300, 1302 están formados de un material metálico, tal como cobre, aluminio o plata. Las cuchillas 1310 y la placa 1312 también pueden estar formadas de los mismos materiales metálicos que los conductores 1300, 1302 o diferentes. El dispositivo de acoplamiento 1304 puede ser un conductor eléctrico. Los elementos reactivos variables 1306, 1308 pueden tener otras formas y pueden acoplarse a la placa de 100 de otras maneras para realizar el barrido de frecuencia RF y alterar la gama de frecuencias. En algunas implementaciones, se puede configurar un solo elemento reactivo variable para realizar las funciones de ambos elementos reactivos variables 1306, 1308. En otras implementaciones, pueden usarse más de dos elementos reactivos variables.

50 Aceleración y extracción de haz

La cámara de vacío 119 en la que tiene lugar la aceleración es un recipiente generalmente cilíndrico. La cámara de vacío encierra las placas RF y la fuente de partículas y es evacuada por la bomba de vacío 111. El mantenimiento de un alto vacío asegura que los iones de aceleración no se pierdan en las colisiones con moléculas de gas y permite mantener la tensión RF en un nivel más alto sin arcos eléctricos.

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 RF en el espacio 107. A medida que los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su recorrido espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio de bucle alcance el radio máximo de la cara de polo. En ese lugar, una perturbación de campo magnético y eléctrico dirige iones hacia una zona en la

- que el campo magnético disminuye rápidamente y los iones salen de la zona del campo magnético alto y son dirigidos a través de un tubo evacuado 38, denominado en este documento canal de extracción, para salir del yugo del ciclotrón. Se puede usar un regenerador magnético para cambiar la perturbación del campo magnético para dirigir los iones. Los iones que salen del ciclotrón tienden a dispersarse a medida que entran en la zona de campo magnético marcadamente disminuida que existe en la sala alrededor del ciclotrón. Los elementos de conformación de haz 107, 109 en el canal de extracción 38 redirigen los iones de modo que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.
- 5 Cuando el haz sale del canal de extracción, pasa a través de un sistema de formación de haz 125 (figura 6) que se puede controlar de forma programable para crear una combinación deseada de ángulo de dispersión y modulación de rango para el haz. Ejemplos de sistemas de formación de haz útiles para este fin se describen en la solicitud de patente US 10/949.734, titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", presentada el 24 de septiembre de 2004, y la solicitud provisional US 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005, ambas incorporadas en el presente documento como referencia. El sistema de formación de haz 125 puede usarse junto con un pórtico interior 601, que se describe más adelante, para dirigir un haz al paciente. El sistema de formación de haz 125 también puede ser un sistema de escaneo.
- 10 Durante el funcionamiento, las placas de absorben energía del campo de radiofrecuencia aplicado como resultado de la resistencia conductora a lo largo de las superficies de las placas. Esta energía aparece como calor y se retira de las placas usando líneas de enfriamiento por agua 108 que liberan el calor en un intercambiador de calor 113 (figura 4).
- 15 Los campos magnéticos de dispersión que salen del ciclotrón están limitados tanto por el yugo magnético en forma de pastillero (que también sirve como blindaje) como por un blindaje magnético independiente 114. El blindaje magnético independiente incluye una capa 117 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra el yugo en forma de pastillero, separado un espacio 116. Esta configuración que incluye un emparedado de un yugo, un espacio y un blindaje consigue un blindaje adecuado para un campo magnético de fuga dado con un peso menor.
- 20 Como ya se ha mencionado, el pórtico permite que el sincrociclotrón sea girado alrededor del eje de rotación horizontal 532. La estructura de armadura 516 tiene dos tramos 580, 582 generalmente paralelos. El sincrociclotrón está soportado entre los tramos aproximadamente a mitad de camino entre las patas. El pórtico está equilibrado para girar alrededor de los cojinetes utilizando contrapesos 122, 124 montados en extremos de las patas opuestas a la armadura.
- 25 El pórtico es accionado para girar gracias a un motor eléctrico montado en una o ambas patas del pórtico y está conectado a los alojamientos de cojinete mediante engranajes de accionamiento. La posición de rotación del pórtico se obtiene a partir de señales proporcionadas por codificadores de ángulo de eje incorporados en los motores de accionamiento de pórtico y los engranajes de accionamiento.
- 30 En el lugar en el que el haz de iones sale del ciclotrón, el sistema de formación de haz 125 actúa sobre el haz de iones para proporcionarle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede extenderse y su profundidad de penetración puede variarse para proporcionar una radiación uniforme a través de un volumen diana dado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de dispersión pasiva, así como elementos de escaneo activo.
- 35 Tal como se muestra en las figuras 2, 14 y 15, los cojinetes de pórtico están soportados por las paredes de una bóveda de ciclotrón 524. El pórtico permite que el ciclotrón oscile en una gama 520 de 180 grados (o más) incluyendo posiciones por encima, al lado y por debajo del paciente. La bóveda es lo suficientemente alta como para despejar el pórtico en los extremos superior e inferior de su movimiento. Un laberinto 146 flanqueado por paredes 148, 150 proporciona una ruta de entrada y salida para terapeutas y pacientes. Debido a que al menos una pared 152 no está nunca en línea con el haz de protones directamente desde el ciclotrón, puede hacerse relativamente delgada y seguir todavía realizando su función de blindaje. Las otras tres paredes laterales 154, 156, 150/148 de la sala, que pueden necesitar estar más blindadas, pueden ser enterradas dentro de una colina de tierra (no mostrada). El espesor requerido de las paredes 154, 156 y 158 puede reducirse ya que la propia tierra puede proporcionar parte del blindaje necesario.
- 40 Refiriéndonos a las figuras 15 y 16, por razones de seguridad y de estética, se puede construir una sala de terapia 160 dentro de la bóveda. La sala de terapia está en voladizo desde las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la sala de contención en el espacio entre las patas del pórtico en un modo que despeja el pórtico oscilante y también maximiza la extensión del espacio de suelo 164 de la sala de terapia. El mantenimiento periódico del acelerador puede realizarse en el espacio por debajo del suelo elevado. Cuando el acelerador es girado a la posición hacia la posición inferior en el pórtico, es posible acceder completamente al acelerador en un espacio separado de la zona de tratamiento. Fuentes de alimentación, equipos de enfriamiento, bombas de vacío y otros equipos de soporte se pueden colocar debajo del suelo elevado en este espacio separado. Dentro de la sala de tratamiento, el soporte de paciente 170 puede montarse de diferentes maneras que permitan que el soporte sea elevado y bajado y que el paciente sea girado y movido a diferentes posiciones y orientaciones.
- 55

En el sistema 602 de la figura 17, un acelerador de partículas de producción de haz, en este caso el sincrociclotrón 604, está montado sobre el pórtico giratorio 605. El pórtico giratorio 605 es del tipo descrito aquí, y puede girar angularmente alrededor del soporte de paciente 606. Esta característica permite que el sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas directamente al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, como en la figura 17, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte de paciente 606, el haz de partículas puede dirigirse hacia abajo, hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte de paciente 606, el haz de partículas puede dirigirse hacia arriba, hacia el paciente. El haz de partículas se aplica directamente al paciente en el sentido de que no se requiere un mecanismo de encaminamiento de haz intermedio. Un mecanismo de encaminamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de conformación o dimensionamiento en que un mecanismo de conformación o dimensionamiento no reencamina el haz, sino que más bien dimensiona y / o conforma el haz manteniendo la misma trayectoria general del haz.

Todos los sistemas activos del acelerador, tales como un sincrociclotrón (por ejemplo, las bobinas superconductoras accionadas por corriente, las placas accionadas por RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de enfriamiento de bobina superconductor, la fuente de partículas accionada por corriente, la fuente de gas de hidrógeno y los enfriadores de placa de RF), son controlados con electrónica de control adecuada (no mostrada), que puede incluir, por ejemplo, uno o más ordenadores programados con programas adecuados para efectuar el control.

El control del pórtico, del soporte de paciente, de los elementos de conformación de haz activo y del acelerador para realizar una sesión de terapia se consigue mediante una electrónica de control de terapia adecuada (no mostrada).

El sistema de radioterapia descrito en este ejemplo se utiliza para terapia de radiación de protones, aunque pueden aplicarse los mismos principios y detalles en sistemas análogos para su uso en sistemas de tratamiento de iones pesados (ion).

La fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente US 11/948.662. Ejemplos de generadores de forma de onda de radiofrecuencia que son útiles para este propósito se describen en la solicitud de patente US 11/187. 633, titulada "A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de julio de 2005, y en la solicitud provisional US 60/590.089, con el mismo título, presentada el 21 de julio de 2004. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede controlarse en el modo descrito en la solicitud de patente US 11/948.359, titulada "Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage".

Se pueden encontrar más detalles referentes al sistema anterior en el documento de patente US 7.728.311, presentado el 16 de noviembre de 2006 y titulado "Charged Particle Radiation Therapy", y en la solicitud de patente US 12/275.103, presentada el 20 de noviembre de 2008 y titulada "Inner Gantry".

Dos o más de las implementaciones anteriores pueden usarse en una combinación adecuada en un acelerador de partículas adecuado (por ejemplo, un sincrociclotrón). Del mismo modo, las características individuales de cualquiera de dos de las implementaciones anteriores pueden usarse en una combinación adecuada. Las subsecciones y sus respectivos títulos se utilizan para facilitar la lectura y la comprensión de la descripción. Los títulos de las subsecciones no cubren ni limitan la interpretación de los contenidos de las respectivas subsecciones. Los contenidos de las subsecciones no son individuales o independientes entre sí. En su lugar, se pueden hacer cualesquiera combinaciones adecuadas de características de diferentes subsecciones.

Los elementos de implementaciones diferentes descritos aquí pueden combinarse para formar otras implementaciones no específicas explicadas anteriormente. Los elementos pueden quedar fuera de los procesos, sistemas, aparatos, etc., descritos aquí sin afectar de manera adversa a su funcionamiento. Varios elementos individuales pueden combinarse en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en el presente documento.

Las implementaciones ejemplares descritas en el presente documento 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 el presente documento. Más bien, las implementaciones ejemplares se pueden usar en cualquier sistema adecuado que dirige partículas aceleradas a una salida.

Otra información relativa al diseño del acelerador de partículas descrito en el presente documento se puede encontrar en la solicitud provisional US 60/760.788, titulada "High-Field Superconducting Sincrociclotrón" presentada el 20 de enero de 2006; la solicitud de patente US 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" presentada el 9 de agosto de 2006; y la solicitud provisional US 60/850.565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" presentada el 10 de octubre de 2006.

Las siguientes solicitudes, que fueron presentadas el 28 de septiembre de 2012.

Cualquier característica de la solicitud objeto puede combinarse con una o más características adecuadas de las siguientes: la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud 61/707.466), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud

61/707.515), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (Solicitud 61/707.548), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER (Solicitud 61/707,572), la solicitud provisional titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (solicitud 61/707.590), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (solicitud 61/707.704), la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (Solicitud 61/707.624) y la solicitud provisional US titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (solicitud 61/707.645), la patente US 7.728.311, concedida el 1 de junio de 2010, la solicitud de patente US 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente US 12/ 275.103 que fue presentada el 20 de noviembre de 2008, la solicitud de patente US 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud provisional US 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la patente US 8.003.964 que fue concedida el 23 de agosto de 2011, la patente US 7.208.748, que fue concedida el 24 de abril de 2007, la patente US 7.402.963, que fue concedida el 22 de julio de 2008, la solicitud de patente US 13/148.000 presentada el 9 de febrero de 2010 y la solicitud de patente US 11/ 937.573 presentada el 9 de noviembre de 2007.

REIVINDICACIONES

1. Sincrociclotrón que comprende:
 - una fuente de partículas (90);
 - 5 una bobina para recibir una corriente eléctrica que tiene un valor de entre múltiples valores y para generar un campo magnético correspondiente a la corriente eléctrica;
 - al menos una pieza de polo magnético que define una cavidad en la que se aceleran partículas procedentes de la fuente de partículas (90), comprendiendo la al menos una pieza de polo magnético material ferromagnético;
 - una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar partículas procedentes de la fuente de partículas, estando la fuente de tensión configurada para hacer un barrido de la tensión RF sobre una gama de frecuencias en un ciclo;
 - 10 el campo magnético para hacer que las partículas se muevan orbitalmente dentro de la cavidad con una energía que corresponda a la corriente eléctrica, siendo el campo magnético de al menos 4 Tesla; y
 - un canal de extracción (38) para recibir las partículas y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad, teniendo las partículas que son emitidas desde la cavidad una energía que corresponde a la corriente eléctrica;
 - 15 en el que la energía de las partículas que son emitidas desde la cavidad es variable en una gama comprendida entre aproximadamente 100 MeV y aproximadamente 300 MeV;
 - caracterizado por que el sincrociclotrón está configurado para permitir el ajuste de la corriente eléctrica a un valor de entre múltiples valores, correspondiendo cada valor de los múltiples valores a una energía diferente a la que las partículas son emitidas desde la cavidad;
 - 20 en el que la fuente de tensión está configurada para hacer un barrido de la tensión RF sobre diferentes gamas de frecuencias, correspondiendo cada gama de frecuencias diferente a la energía diferente a la que son emitidas las partículas desde la cavidad.
2. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que el campo magnético puede además ajustarse de manera correspondiente a la corriente eléctrica alterando una geometría de la bobina o introduciendo o retirando varillas de hierro de la al menos una pieza de polo magnético.
- 25 3. Sincrociclotrón según la reivindicación 1 o 2, en el que la corriente eléctrica comprende una parte fija y una parte variable, y la parte variable de la corriente eléctrica es variable dentro de una gama para hacer que el campo magnético en un radio de extracción del sincrociclotrón cambie entre aproximadamente 5 % y 35 % de un valor máximo en el radio de extracción.
- 30 4. Sincrociclotrón según la reivindicación 3, en el que el campo magnético en el radio de extracción puede cambiarse entre aproximadamente 0,2 Tesla y aproximadamente 1,4 Tesla.
5. Sincrociclotrón según la reivindicación 3, en el que el campo magnético en el radio de extracción se puede cambiar entre aproximadamente 0,6 y aproximadamente 4,2 Tesla.
- 35 6. Sincrociclotrón según la reivindicación 1 o 2, en el que la bobina comprende un primer conjunto de bobinas y un segundo conjunto de bobinas, estando configurado el primer conjunto para recibir una parte fija de la corriente eléctrica y estando configurado el segundo conjunto para recibir una parte variable de la corriente eléctrica.
7. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que la bobina comprende uno o más conjuntos de bobinas, y al menos un conjunto de bobinas es superconductor y comprende entre 2 y 10 millones de amperio-vueltas.
- 40 8. Sincrociclotrón según la reivindicación 6, en el que el campo magnético tiene una magnitud que tiene una gama de aproximadamente 4 Tesla a aproximadamente 20 Tesla.
9. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que la energía de las partículas que son emitidas desde la cavidad es variable de manera continua entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV.
10. Sincrociclotrón según la reivindicación 9, en el que la energía de las partículas que son emitidas desde la cavidad es variable a una velocidad de hasta 20 MeV por segundo.
- 45 11. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que cada gama de frecuencias comprende un límite inferior y un límite superior, y en el que el límite inferior está dentro de una gama de aproximadamente 40 MHz a aproximadamente 250 MHz, y el límite superior está dentro de una gama de aproximadamente 56 MHz a aproximadamente 340 MHz.
- 50 12. Sincrociclotrón según la reivindicación 11, que comprende además uno o más elementos reactivos acoplados a la fuente de tensión para hacer un barrido de la tensión RF sobre una gama de frecuencias;

en el que el uno o más elementos reactivos comprenden un condensador variable o un inductor variable.

13. Sincrociclotrón según la reivindicación 12, en el que el uno o más elementos reactivos están configurados para seleccionar la gama de frecuencias para una energía correspondiente en la que las partículas son emitidas desde la cavidad.

5 14. Sistema de terapia de protones que comprende:

el sincrociclotrón (502) de la reivindicación 1; y

un pórtico (504) sobre el que está montado el sincrociclotrón (502), siendo el pórtico giratorio con respecto a una posición de paciente;

10 en el que las partículas son protones y el sistema de terapia de protones está configurado para emitir los protones emitidos esencialmente directamente desde el sincrociclotrón (502) a la posición de paciente.

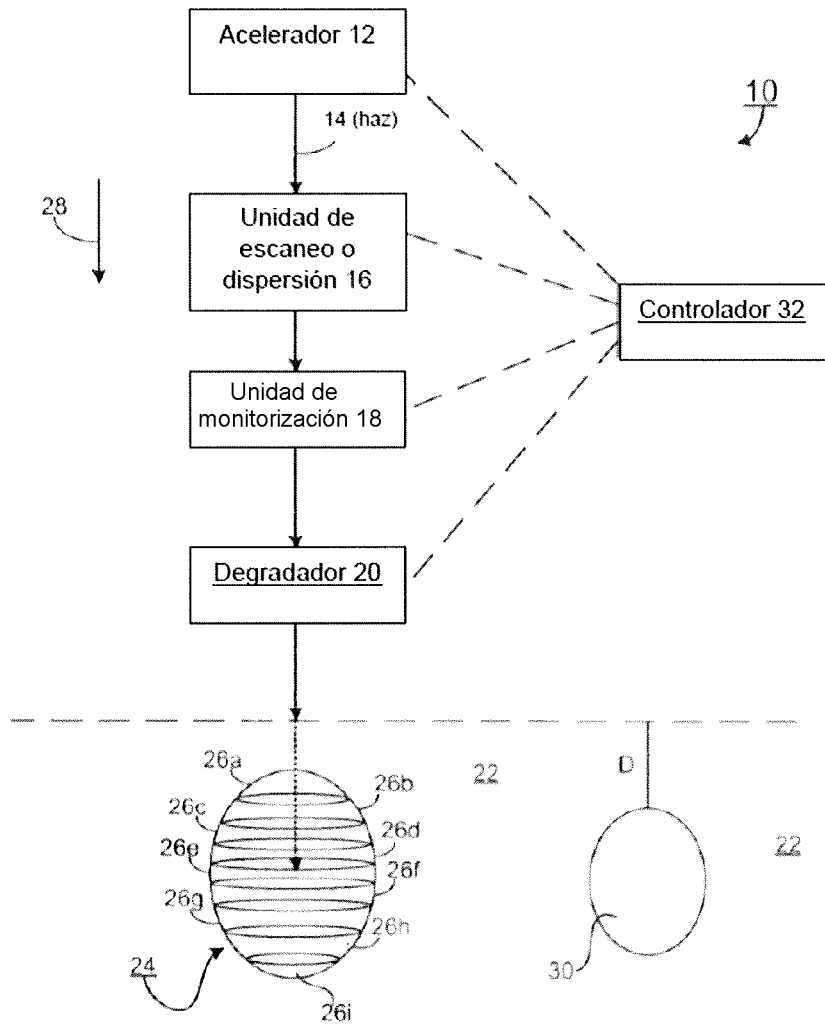


FIG. 1

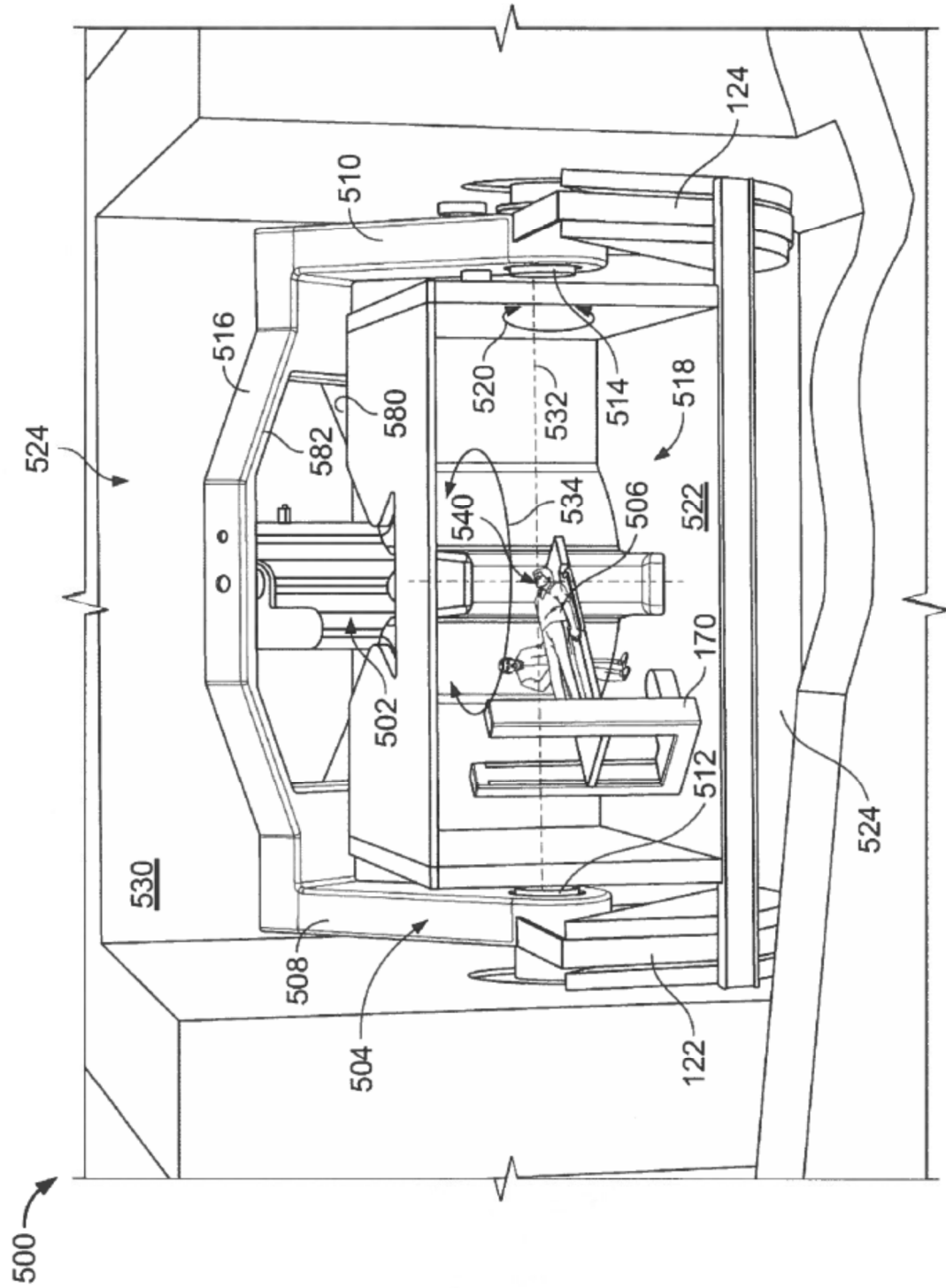


FIG. 2

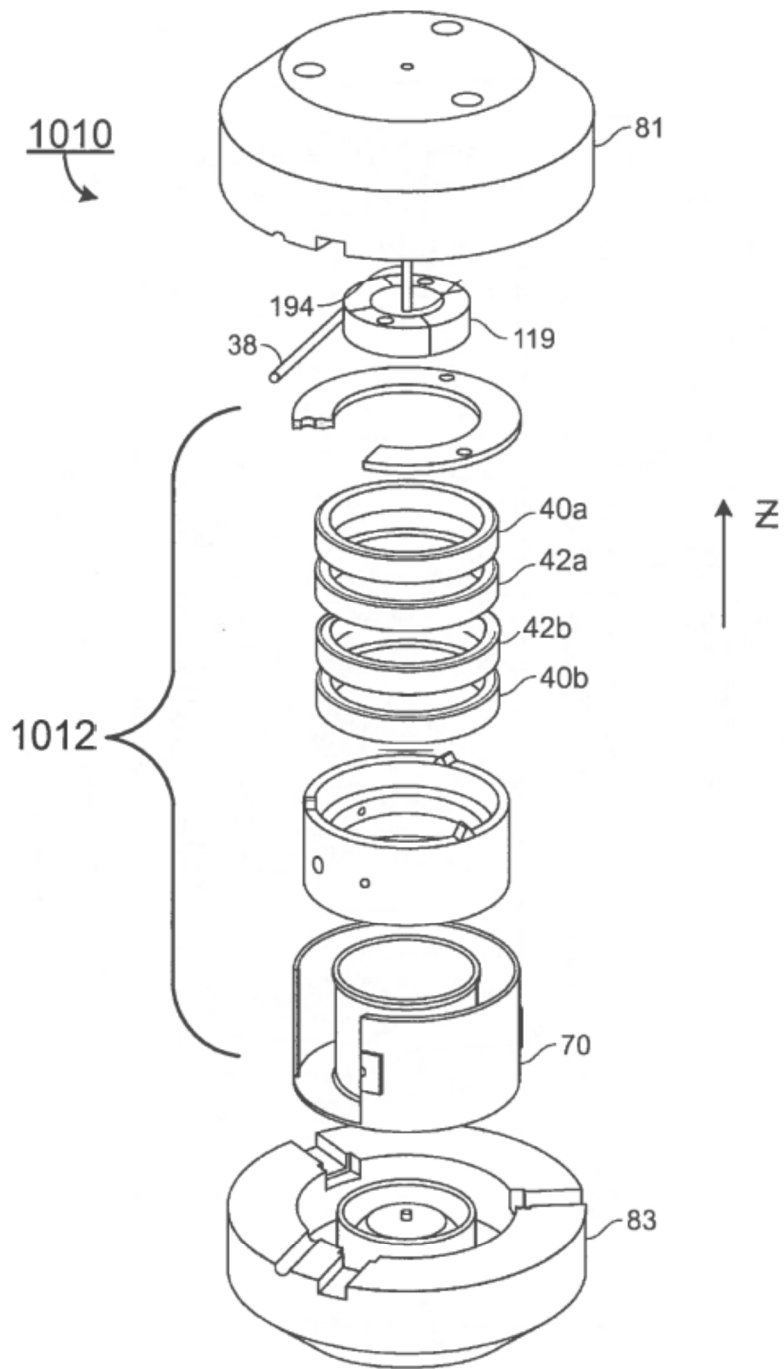


FIG. 3

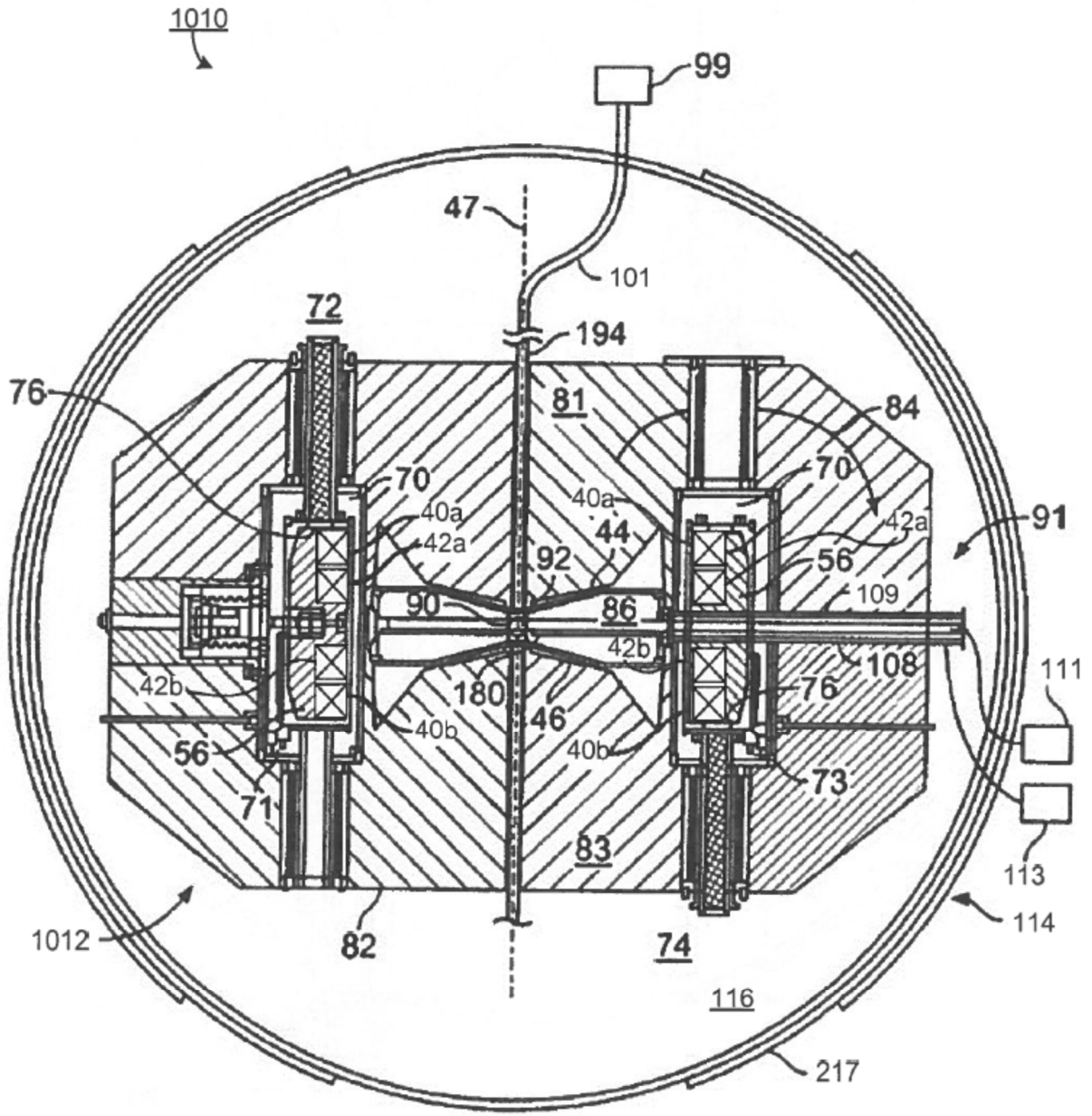


FIG. 4

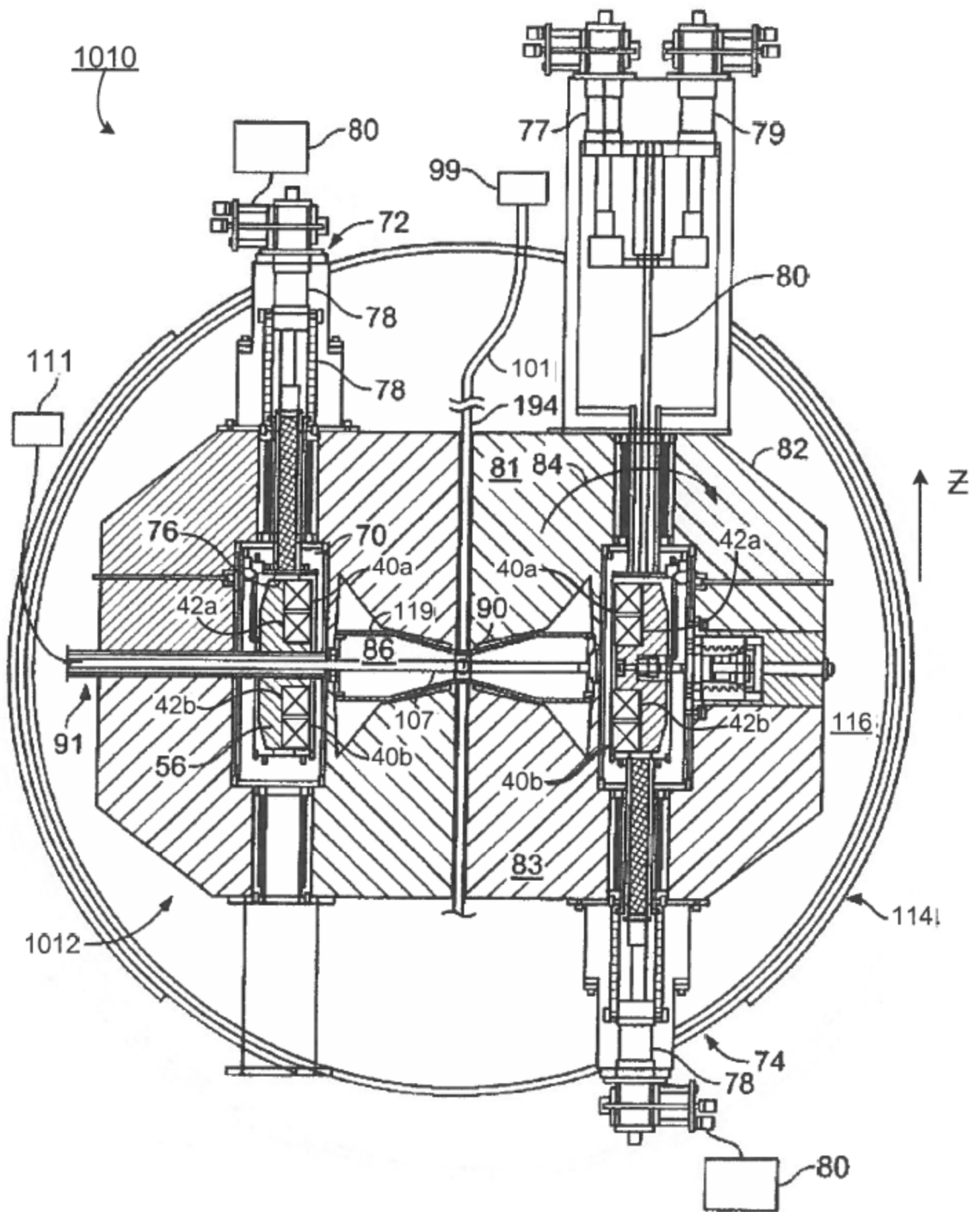


FIG. 5

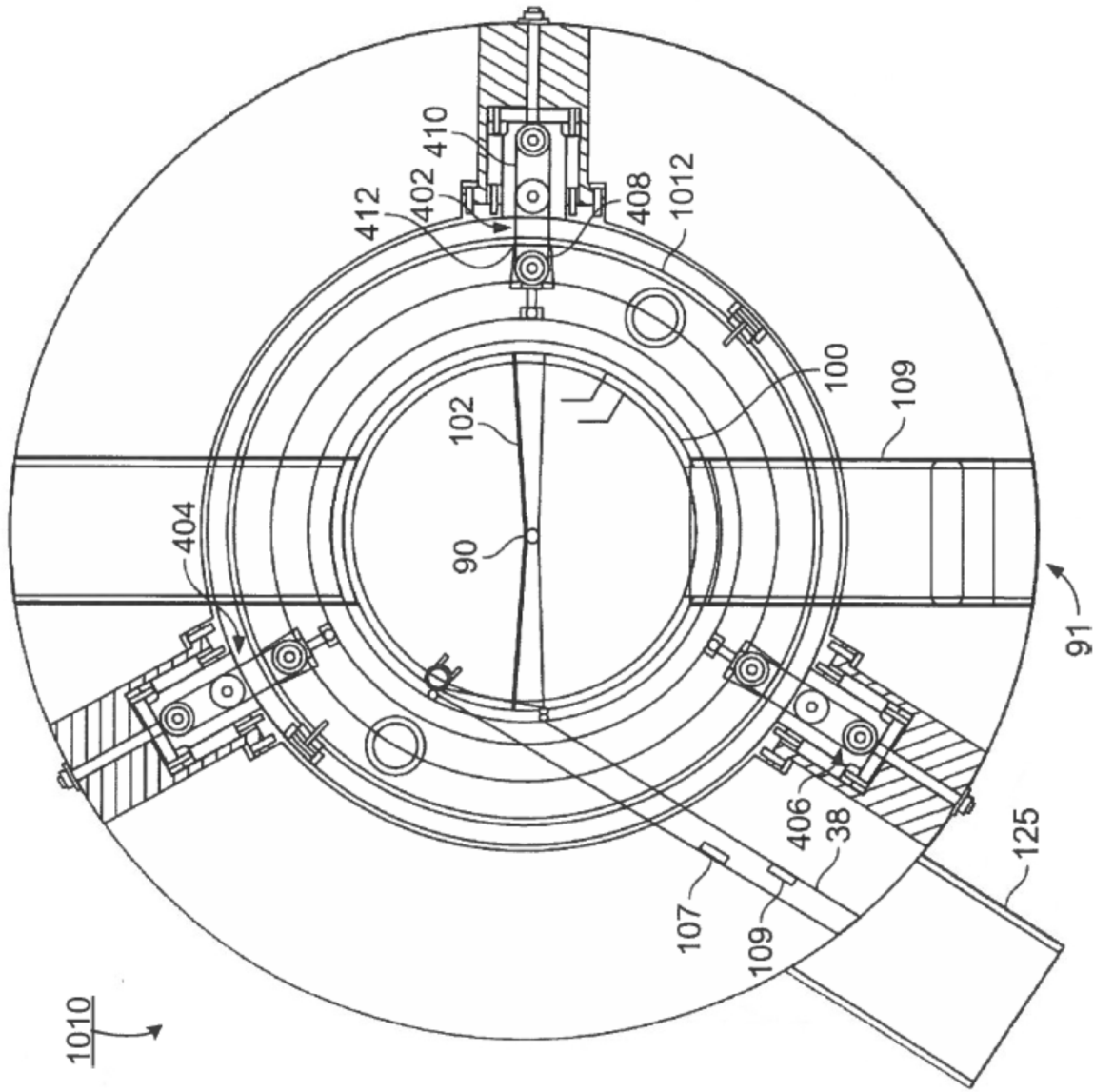


FIG. 6

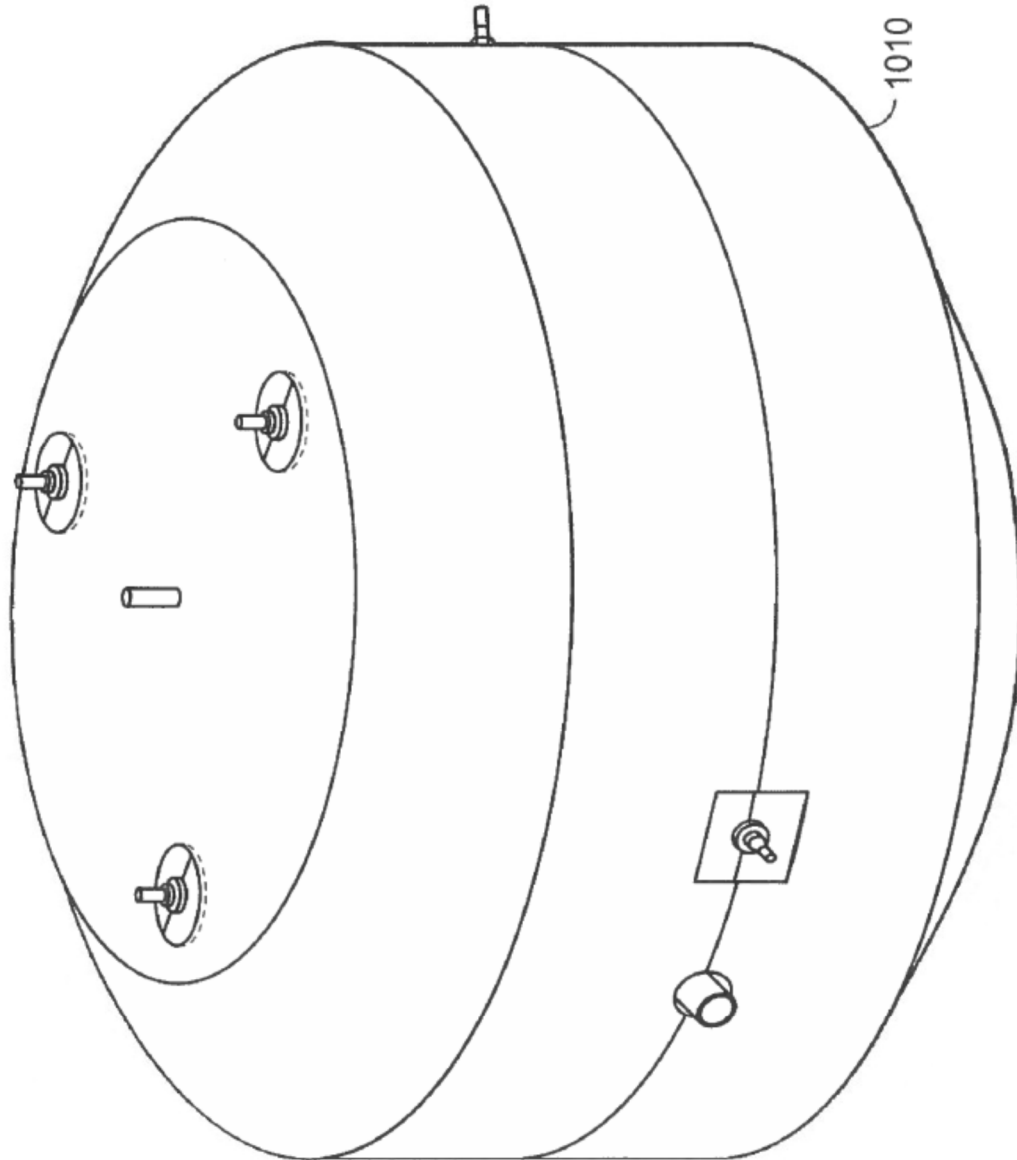


FIG. 7

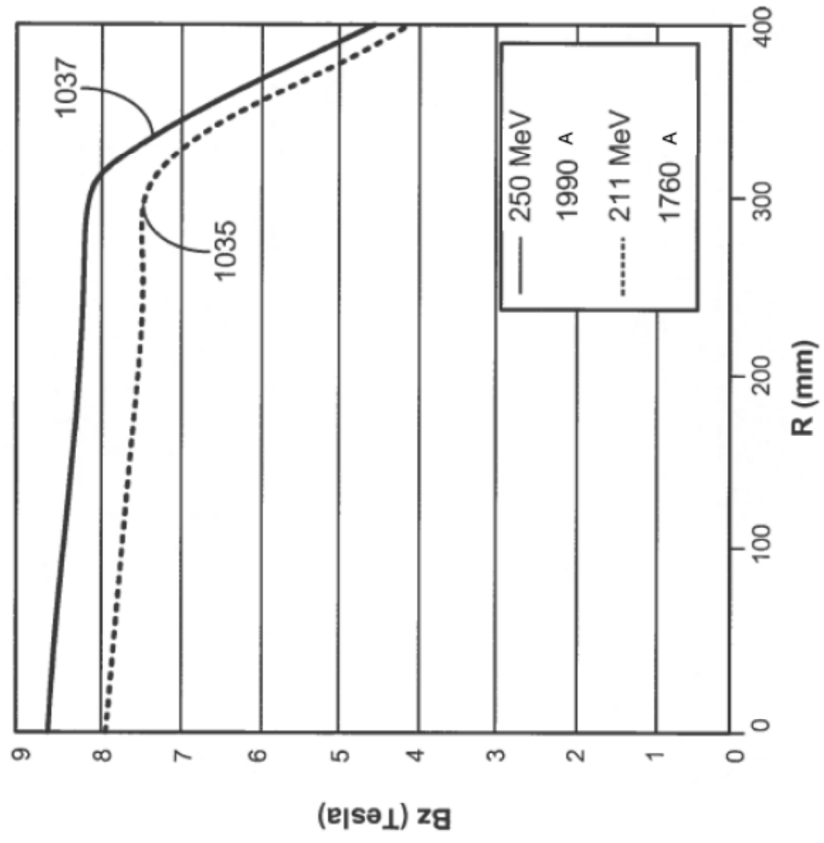


FIG. 8

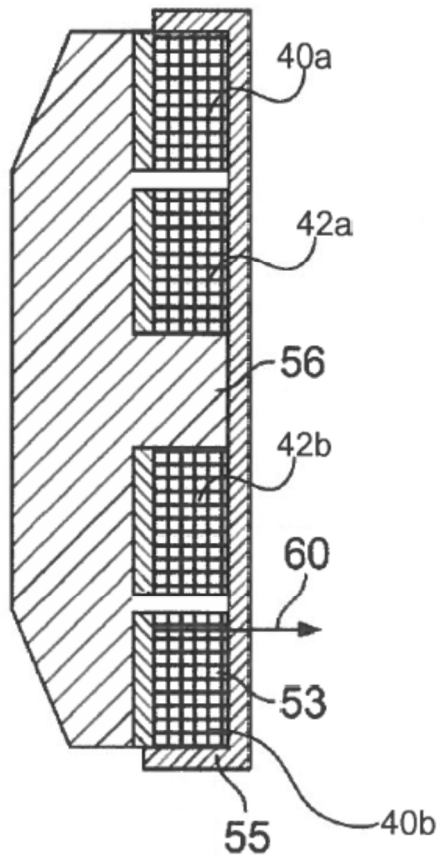


FIG. 9

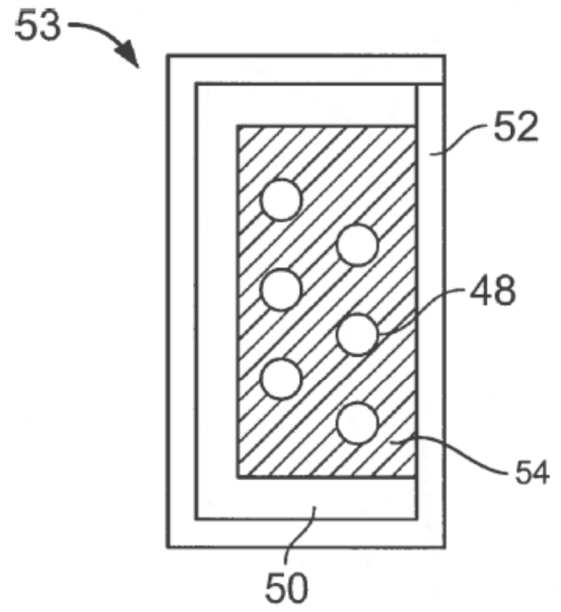


FIG. 10

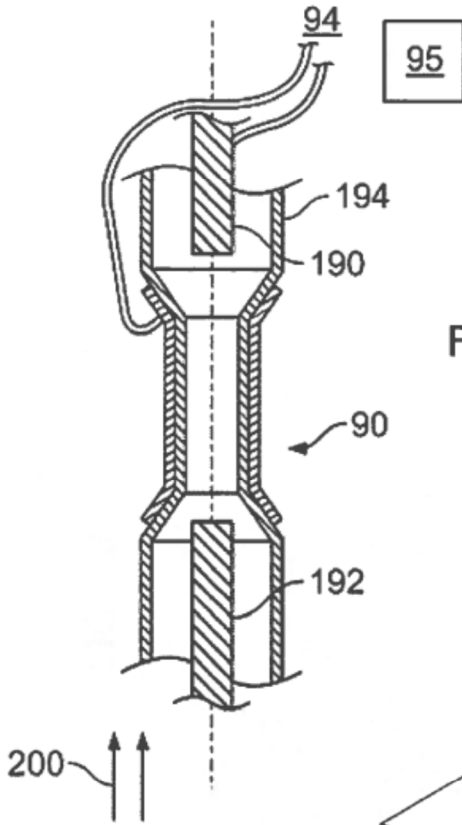


FIG. 11

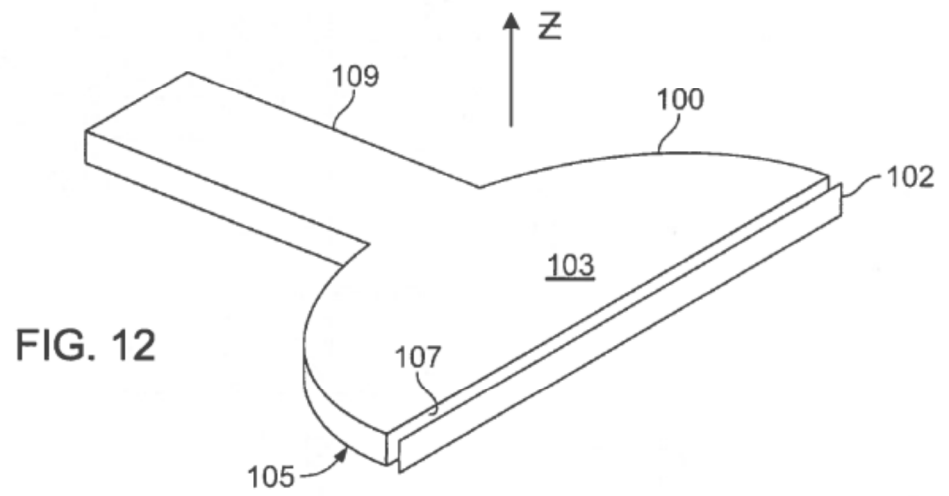


FIG. 12

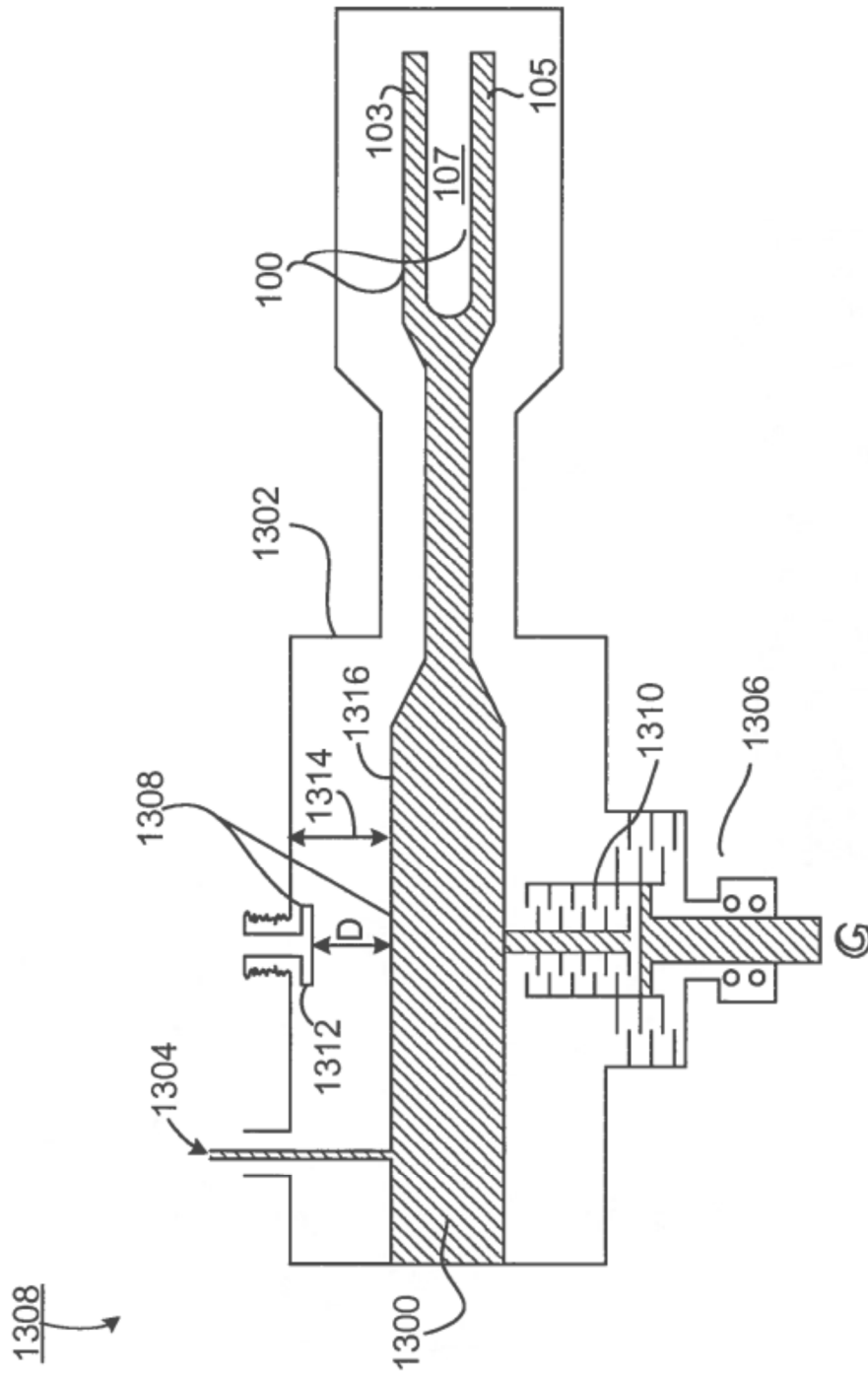


FIG. 13

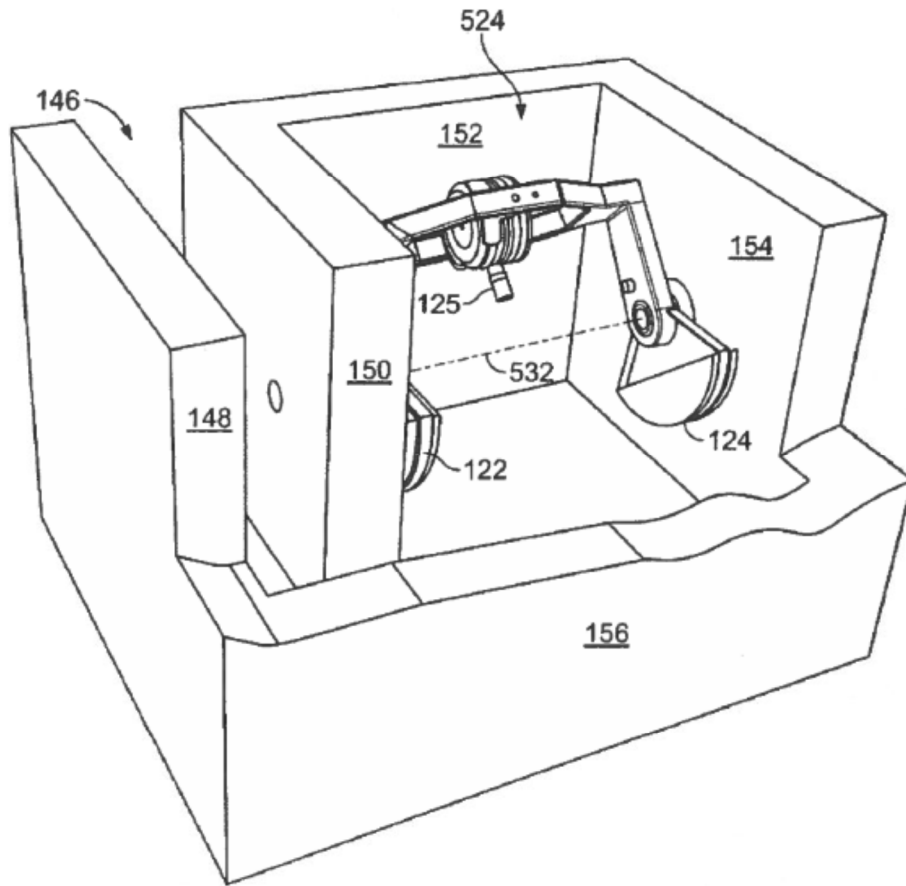


FIG. 14

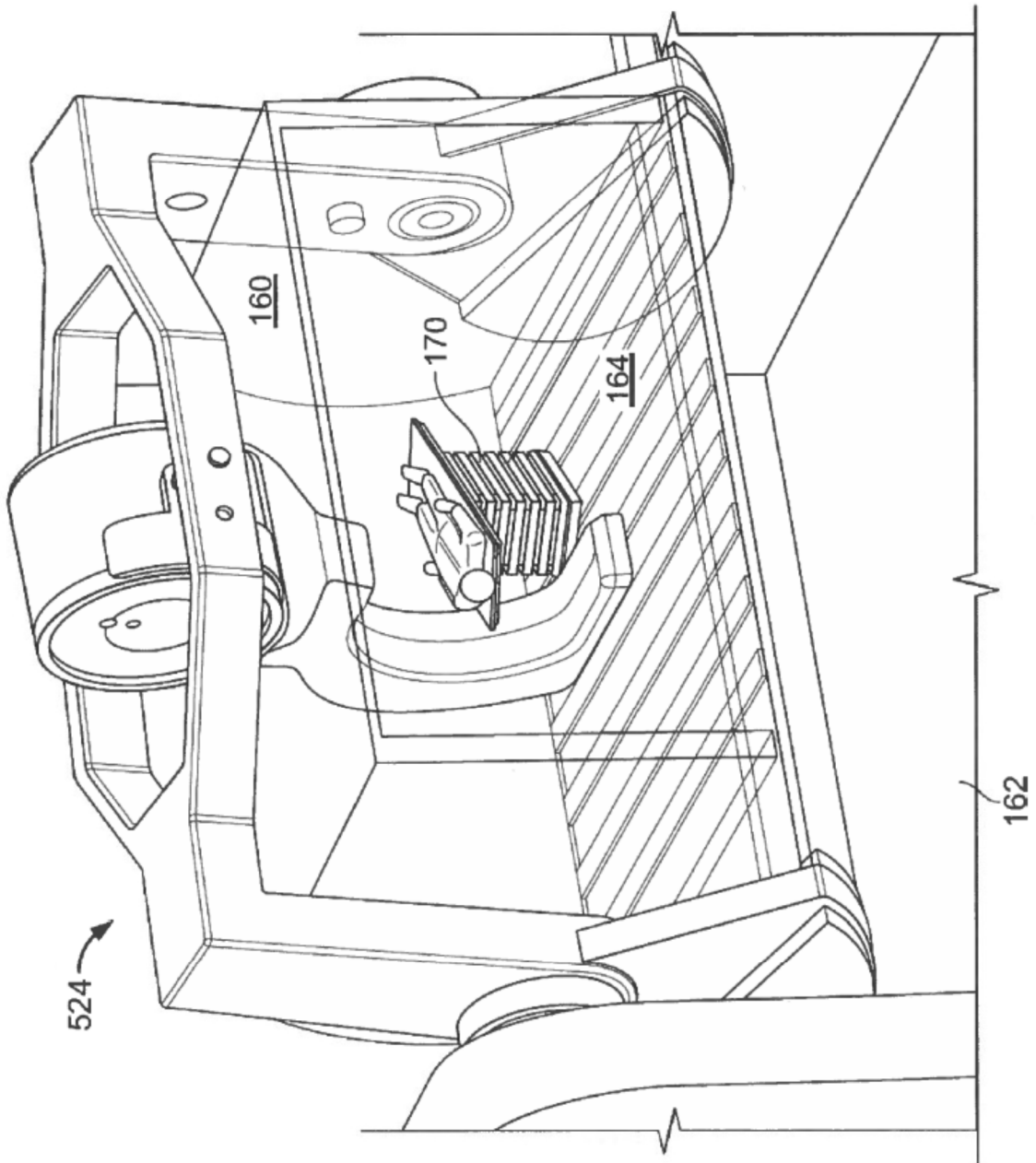


FIG. 15

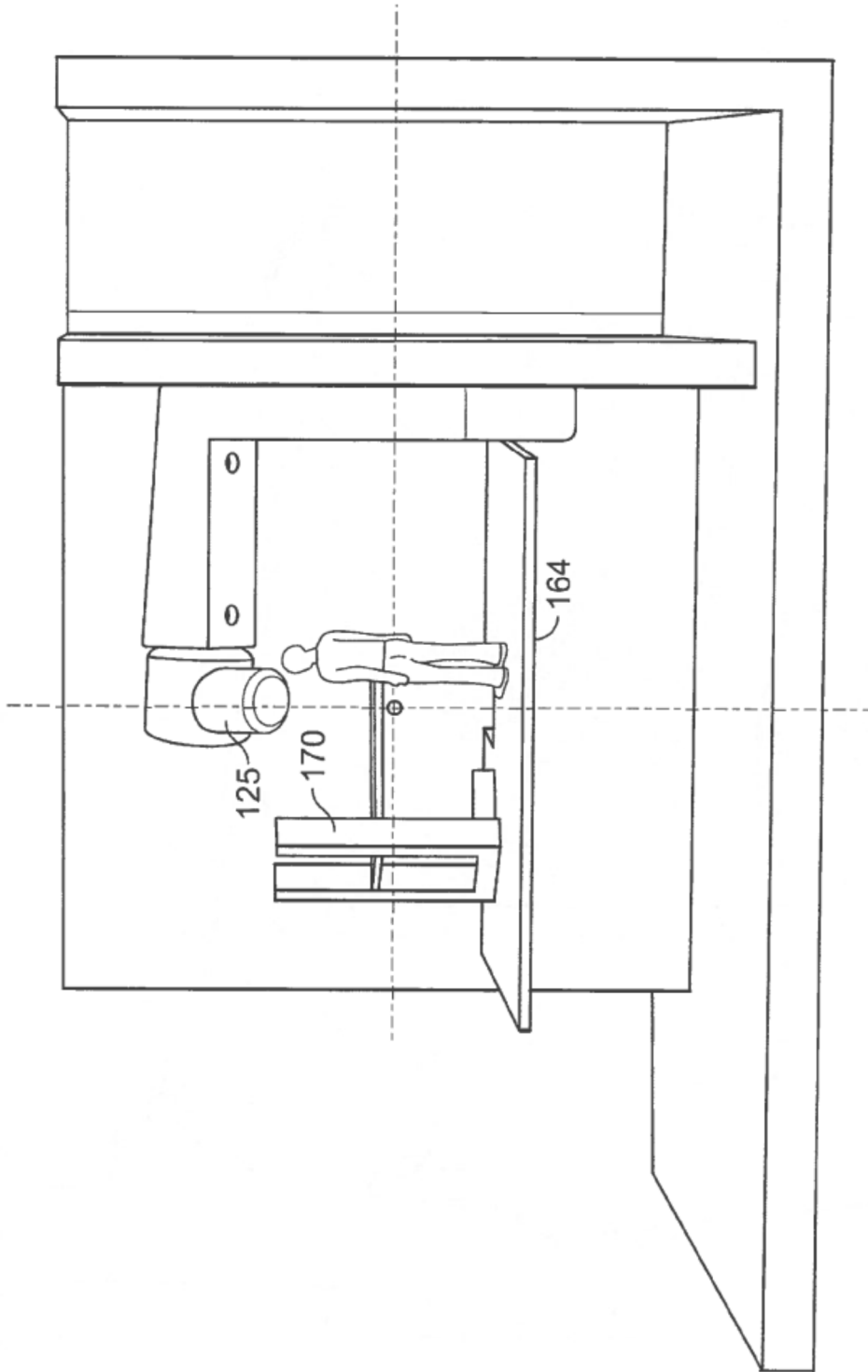


FIG. 16

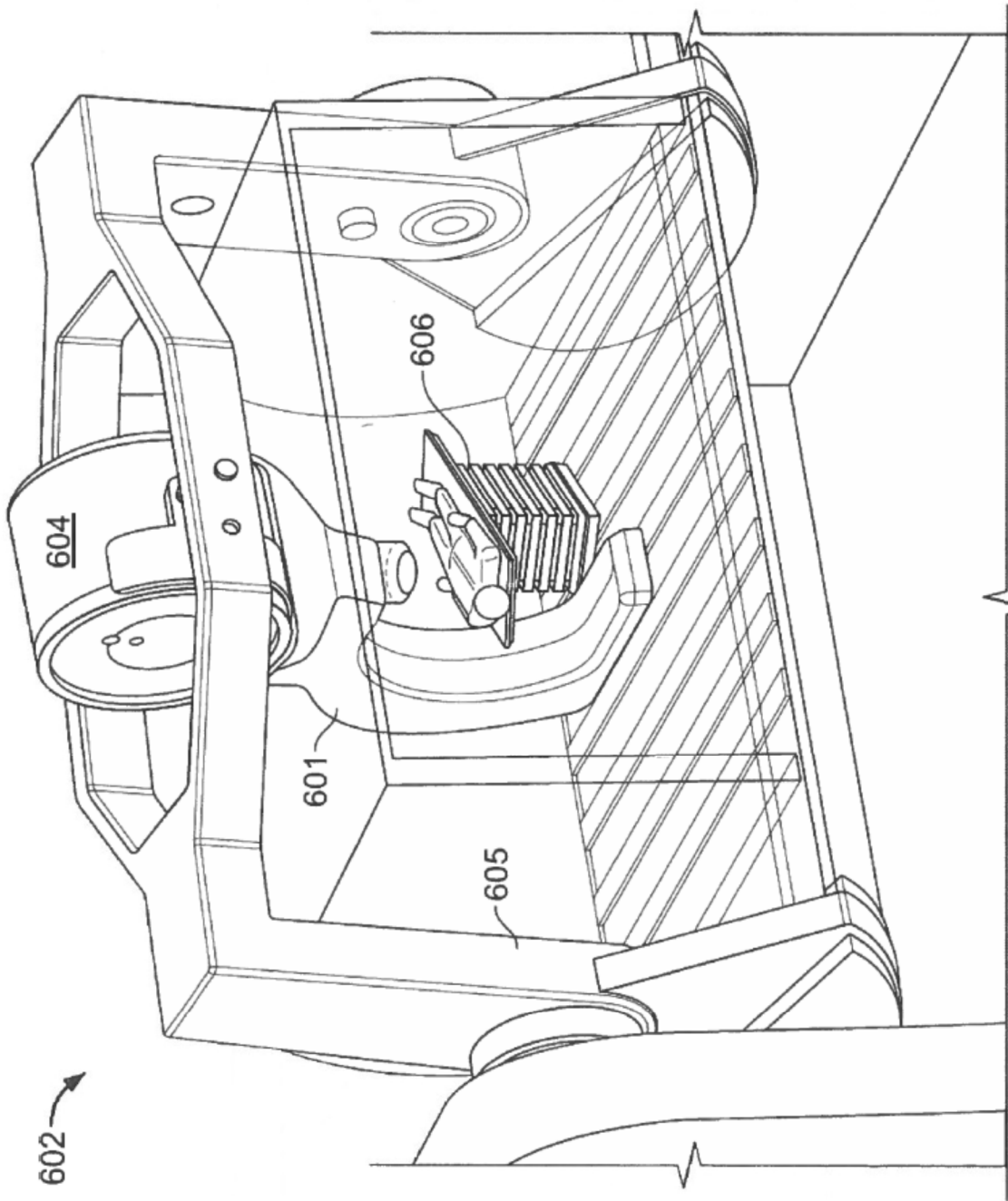


FIG. 17