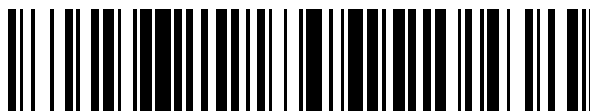


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 739 830**

51 Int. Cl.:

**A61N 5/10** (2006.01)

**H05H 7/12** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.09.2013** E 18150010 (9)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.05.2019** EP 3342462

54 Título: **Ajuste de energía de un haz de partículas**

30 Prioridad:

**28.09.2012 US 201261707515 P**

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

**04.02.2020**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**ZWART, GERRIT TOWNSEND;  
GALL, KENNETH P.;  
VAN DER LAAN, JAN;  
ROSENTHAL, STANLEY;  
BUSKY, MICHAEL;  
O'NEAL III, CHARLES D. y  
FRANZEN, KEN YOSHIKI**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 739 830 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**

Ajuste de energía de un haz de partículas

Campo técnico

5 Esta descripción se refiere generalmente al ajuste de energía de un haz de partículas, como puede ser un haz de protones o iones en un sistema de terapia con partículas.

Antecedentes

10 Los sistemas de terapia de partículas usan un acelerador para generar un haz de partículas para tratar afecciones, tales como tumores, durante una operación, el haz de partículas es acelerado adentro de una cavidad del acelerador de partículas y separado de la cavidad mediante un canal de extracción. Para monitorear el canal de extracción, el haz de partículas debe estar adecuadamente energizado. Sin energía suficiente, el haz de partículas puede colisionar con el canto interno del canal de extracción. Con demasiada energía, el haz de partículas puede colisionar con el canto externo del canal de extracción. El resultado es que se evita que el haz de partículas escape del canal de extracción, o la porción del haz de partículas que sí escapa es afectado, y, de ese modo, se reduce la efectividad del tratamiento.

15 El movimiento del acelerador de partículas puede afectar la cantidad de energía en el haz de partículas que es recibido en el canal de extracción.

20 El documento US 7.656.258 B1 describe una estructura magnética para la aceleración de partículas incluye, al menos, dos carretes que incluyen un pasaje continuo de material superconductor para el flujo de corriente eléctrica por allí. Los carretes pueden montarse en una bobina, que junto con los carretes forma una estructura de masa fría. Los carretes se enfrían a sus temperaturas superconductoras por medio de sistemas de refrigeración criogénico. Puede enrollarse un cable alrededor de los carretes y una tensión puede ser aplicado a los mismos para templar los carretes para evitar el funcionamiento de los carretes en una condición parcialmente superconductora, que puede, de lo contrario, causar daño a los mismos. Una culata magnética rodea la estructura de masa fría e incluye un par de polos que, parcialmente, definen una cámara de aceleración entre ellos.

25 Compendio

La invención es definida en las reivindicaciones independientes 1 y 12.

30 Un acelerador de partículas de ejemplo incluye un carrito para proporcionar un campo magnético a una cavidad; una fuente de partículas para proporcionar una columna de plasma a la cavidad; una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas de la columna de plasma, en donde el campo magnético causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de forma orbital dentro de la cavidad; un recinto que contiene un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas de la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas de la cavidad; y una estructura dispuesta próxima al canal de extracción para cambiar un nivel de energía de las partículas recibidas. Este acelerador de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea solas o en combinación.

35 La estructura puede tener múltiples espesores. La estructura puede tener un espesor variable que oscila entre un espesor máximo y un espesor mínimo. La estructura puede ser móvil con respecto al canal de extracción para ubicar uno de los múltiples espesores en un pasaje de las partículas recibidas. La estructura puede ser en forma de rueda y puede ser rotatoria dentro del canal de extracción. La estructura puede incluir, al menos, uno de los siguientes materiales: berilio, carbono y plástico.

40 El acelerador de partículas puede ser rotatorio con respecto a una posición fija. El acelerador de partículas puede incluir un sistema de control para controlar el movimiento de la estructura en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas.

45 El acelerador de partículas puede incluir un regenerador para ajustar el campo magnético dentro de la cavidad para, así, cambiar las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas salen al canal de extracción.

Un sistema de terapia con protones de ejemplo puede incluir el acelerador de partículas precedente, en donde las partículas comprenden protones; y una carcasa (gantry) en la que se monta el acelerador de partículas. La carcasa

es rotatoria con respecto a una posición del paciente. Los protones salen esencialmente de forma directa desde el acelerador de partículas a la posición del paciente.

5 Un acelerador de partículas de ejemplo incluye un carrito para proporcionar un campo magnético a una cavidad; una fuente de partículas para proporcionar una columna de plasma a la cavidad; una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas de la columna de plasma, en donde el campo magnético causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de forma orbital dentro de la cavidad; un recinto que contiene un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas de la columna de plasma y para producir las partículas recibidas de la cavidad; y un regenerador para ajustar el campo magnético dentro de la cavidad para, así, cambiar las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas salen del canal de extracción. El regenerador es móvil dentro de la cavidad con respecto a las órbitas de las partículas. Este acelerador de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea solas o en combinación.

15 El regenerador puede estar configurado para moverse de forma radial con respecto a un centro aproximado de la cavidad. Un actuador puede ser configurado para mover el regenerador en respuesta a una señal de control. El acelerador de partículas puede ser rotatorio con respecto a una posición fija. El acelerador de partículas puede incluir un sistema de control para generar la señal de control para controlar el movimiento del regenerador en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas. El regenerador puede incluir un material ferromagnético, como puede ser hierro.

20 Un sistema de terapia con protones de ejemplo puede incluir el acelerador de partículas precedente, en donde las partículas comprenden protones; y una carcasa en la que se monta el acelerador de partículas. La carcasa puede ser rotatoria con respecto a la posición del paciente. Los protones salen esencialmente de forma directa desde el acelerador de partículas a la posición del paciente.

25 Un acelerador de partículas de ejemplo incluye un carrito para proporcionar un campo magnético a una cavidad; una fuente de partículas para proporcionar una columna de plasma a la cavidad; una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas de la columna de plasma, en donde el campo magnético causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de forma orbital dentro de la cavidad; un recinto que contiene un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas de la columna de plasma y para producir las partículas recibidas de la cavidad; y un regenerador para ajustar el campo magnético dentro de la cavidad para, así, cambiar las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas salen del canal de extracción. El recinto incluye estructuras magnéticas, en donde, al menos, una de las estructuras magnéticas tiene una ranura en ella, en donde la ranura contiene una cuña magnética que es ferromagnética y móvil dentro de la ranura, en donde la cuña magnética es móvil con respecto al regenerador para afectar una cantidad mediante la cual el regenerador ajusta el campo magnético. Este acelerador de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea solas o en combinación.

35 La, al menos, estructura magnética puede tener múltiples ranuras en ella. Cada ranura puede contener una cuña magnética que es ferromagnética y que es móvil dentro de la ranura. Cada cuña magnética puede ser móvil con respecto al regenerador para afectar una cantidad mediante la cual el regenerador ajusta el campo magnético.

40 El acelerador de partículas puede ser rotatorio con respecto a una posición fija. El acelerador de partículas puede incluir un sistema de control para generar una señal de control para controlar el movimiento de la cuña magnética (o múltiples cuñas magnéticas) en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas. La cuña magnética (o múltiples cuñas magnéticas) pueden ser o incluir un electroimán.

45 Un sistema de terapia con protones de ejemplo puede incluir el acelerador de partículas precedente, en donde las partículas comprenden protones; y una carcasa en la que se monta el acelerador de partículas. La carcasa es rotatoria con respecto a una posición del paciente. Los protones salen esencialmente de forma directa desde el acelerador de partículas a la posición del paciente.

50 Un acelerador de partículas de ejemplo puede incluir un criostato que comprende un carrito superconductor, en donde el carrito superconductor conduce una corriente que genera un campo magnético; estructuras magnéticas adyacentes al criostato, en donde el criostato está acoplado a las estructuras magnéticas y las estructuras magnéticas contienen una cavidad; una fuente de partículas para proporcionar una columna de plasma a la cavidad; una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas de la columna de plasma, en donde el campo magnético causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de forma orbital dentro de la cavidad; un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas de la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas de la cavidad; y un actuador que

es controlable para mover el criostato con respecto a las estructuras magnéticas. Este acelerador de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea solas o en combinación.

5 El acelerador de partículas puede ser rotatorio con respecto a una posición fija. El acelerador de partículas puede incluir un sistema de control para generar una señal de control para controlar el actuador en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas. El actuador puede ser controlado para controlar el movimiento del criostato con el objeto de compensar los efectos de la gravedad en el carrito superconductor.

10 Un sistema de terapia con protones de ejemplo puede incluir el acelerador de partículas precedente, en donde las partículas comprenden protones; y una carcasa en la que se monta el acelerador de partículas. La carcasa es rotatoria con respecto a una posición del paciente. Los protones salen esencialmente de forma directa desde el acelerador de partículas a la posición del paciente.

15 Un acelerador de partículas de energía variable de ejemplo incluye: estructuras magnéticas que definen una cavidad en la que las partículas se aceleran para emitirse como un haz de partículas que tiene un energía seleccionada de entre un intervalo de energías; un canal de extracción para recibir el haz de partículas; y una estructura próxima al canal de extracción para interceptar el haz de partículas antes de que el haz de partículas entre al canal de extracción, en donde la estructura es móvil en base a la energía seleccionada, y en donde la estructura es para absorber, al menos, un poco de energía del haz de partículas antes de que el haz de partículas entre al canal de extracción. Este acelerador de partículas de energía variable de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea solas o en combinación.

20 La estructura puede ser una rueda con espesor variable, en donde los distintos espesores pueden absorber diferentes cantidades de energía. El acelerador de partículas de energía variable puede incluir un regenerador magnético para implementar un golpe de campo magnético en una órbita de partícula que corresponde a la energía seleccionada. El regenerador magnético puede ser móvil en base al movimiento del acelerador de partículas de energía variable. El regenerador magnético puede ser móvil para interceptar una órbita de partícula que tiene la energía seleccionada.

25 Dos o más características descritas en esta descripción, incluidas aquellas descritas en esta sección de compendio, pueden ser combinadas para formar implementaciones que no se describen específicamente en la presente memoria.

30 El control de los diversos sistemas descritos en la presente memoria, o porciones de los mismos, pueden implementarse por medio de un producto de programa de ordenador que incluye instrucciones que se almacenan en uno o más medios de almacenamiento legible por máquina no transitorios, y que son ejecutables en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas descritos en la presente memoria, o porciones 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 control de las funciones indicadas.

35 Los detalles de una o más implementaciones se describen en los dibujos complementarios y la descripción a continuación. Otras características, objetos y ventajas serán evidentes a partir de la descripción y los dibujos, y a partir de las reivindicaciones.

Descripción de los dibujos

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

40 La Fig. 2 es una vista en perspectiva de representación de despiece de los componentes de un ejemplo de sincrociclotrón.

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

La Fig. 6 es una vista en perspectiva de un ejemplo de sincrociclotrón.

La Fig. 7 es una vista en sección transversal de una porción de un ejemplo de bobina inversa y bobinados.

45 La Fig. 8 es una vista en sección transversal de un ejemplo de conductor compuesto con canalización de cable.

- La Fig. 9 es una vista en sección transversal de un ejemplo de fuente de ion.
- La Fig. 10 es una vista en perspectiva de un ejemplo de placa en D y un ejemplo de D simulada.
- La Fig. 11 es una vista en perspectiva de un ejemplo de bóveda.
- La Fig. 12 es una vista en perspectiva de un ejemplo de sala de tratamiento con una bóveda.
- 5 La Fig. 13 muestra un ejemplo de un paciente con respecto a un acelerador.
- La Fig. 14 muestra un paciente posicionado dentro de un ejemplo de carcasa interna en una sala de tratamiento.
- La Fig. 15 es una vista superior de un ejemplo de cavidad de aceleración y canal de extracción.
- La Fig. 16 es un gráfico que muestra la fuerza del campo magnético frente a la distancia radial de una columna de plasma, junto con una sección transversal de un ejemplo de una parte de un criostato de un imán superconductor.
- 10 La Fig. 17 es una vista superior de un ejemplo de cavidad de aceleración y canal de extracción, que muestra órbitas en movimiento para ingresar al canal de extracción.
- La Fig. 18 es una vista en perspectiva de un ejemplo de estructura usado para cambiar la energía de un haz de partículas en el canal de extracción.
- La Fig. 18A es una vista lateral de la estructura de la Fig. 18.
- 15 Las Fig. 19 a 21 son vistas superiores de un ejemplo de cavidad de aceleración y canal de extracción, que muestran el movimiento del regenerador para impactar principalmente en determinadas órbitas de partículas en la cavidad.
- La Fig. 22 es una vista en perspectiva de un ejemplo de cuña magnética.
- Fig. 23 es una vista en corte lateral de culata magnética, una cavidad de aceleración y una masa fría, que incluye cuñas magnéticas.
- 20 La Fig. 24 es una vista en corte de perspectiva de un ejemplo de una parte de un criostato.
- La Fig. 25 es una vista conceptual de un ejemplo de sistema de terapia de partículas que puede usar un acelerador de partículas de energía variable.
- La Fig. 26 es un gráfico de ejemplo que muestra energía y corriente para las variaciones en el campo magnético y la distancia en un acelerador de partículas.
- 25 La Fig. 27 es una vista lateral de un ejemplo de estructura para una tensión de barrido en una placa en D sobre un intervalo de frecuencia para cada nivel de energía de un haz de partículas, y para variar el intervalo de frecuencia cuando la energía del haz de partículas es variada.
- La Fig. 28 es una vista en perspectiva de representación de despiece de un ejemplo de sistema magnético que puede usarse en un acelerador de partículas de energía variable.
- 30 Los mismos símbolos de referencia en los diversos dibujos indican los mismos elementos.

Descripción detallada

Consideraciones generales

- 35 Descrito en la presente memoria se describe un ejemplo de un acelerador de partículas para usar en un sistema, como puede ser un sistema de terapia con protones o iones. El sistema incluye un acelerador de partículas —en este ejemplo, un sincrociclotrón— montado en una carcasa. La carcasa permite que el acelerado sea rotado alrededor de una posición del paciente, como se explica a continuación en más detalle. En algunas implementaciones, la carcasa

es acero y tiene dos patas montadas para rotación en dos cojinetes respectivos que están en lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado por un armazón que es lo suficientemente largo para abarcar un área de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que está sujeto de forma estable en ambos extremos a las patas rotatorias de la carcasa. Como resultado de la rotación de la carcasa alrededor del paciente, el acelerador de partículas también rota.

En un ejemplo de implementación, el acelerador de partículas (p. ej., el sincrociclotrón) incluye un criostato que sostiene un carrito superconductor para conducir una corriente que genera un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato usa helio líquido (He) para mantener el carrito en temperaturas superconductoras, p. ej., 4° Kelvin (K). Las culatas magnéticas son adyacentes (p. ej., alrededor) al criostato y definen una cavidad en la que las partículas son aceleradas. El criostato está sujeto a las culatas magnéticas mediante bandas o lo similar. Si bien esta sujeción, y la sujeción del carrito superconductor adentro del criostato, restringe el movimiento del carrito superconductor, el movimiento del carrito no se impide por completo. Por ejemplo, en algunas implementaciones, como resultado de la tracción gravitacional durante la rotación de la carcasa, el carrito superconductor es movable a pequeñas cantidades (p. ej., décimas de milímetros en algunos casos). Como se describe a continuación, este movimiento puede afectar la cantidad de energía en un haz de partículas que es recibido en un canal de extracción y, de ese modo, afecta la emisión del acelerador de partículas.

En este ejemplo de implementación, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (p. ej., un indicador de ion Penning — fuente PIG) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. El gas hidrógeno está ionizado para producir la columna de plasma. La fuente de tensión proporciona una tensión de radio frecuencia (RF) a la cavidad para acelerar partículas de la columna de plasma. Como se observó, en este ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. Por consiguiente, la tensión de RF es barrida en un intervalo de frecuencias para representar los efectos relativistas en las partículas (p. ej., aumentar la masa de partículas) cuando se extraen partículas de la columna. El campo magnético producido por el carrito causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se aceleren orbitalmente dentro de la cavidad. Un campo magnético regenerador se posiciona en la cavidad para ajustar el campo magnético existente adentro de la cavidad para, de ese modo, cambiar la ubicación de las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas salen a un canal de extracción que pasa a través de las culatas. El regenerador puede aumentar el campo magnético en un punto en la cavidad (p. ej., puede producir un "choque" de campo magnético en un área de la cavidad), de ese modo, causa que cada órbita sucesiva de partículas en aquel punto esté en precesión hacia afuera en dirección al punto de entrada del canal de extracción, y, finalmente, alcance el canal de extracción. El canal de extracción recibe las partículas aceleradas de la columna de plasma y emite las partículas recibidas de la cavidad.

El movimiento del carrito superconductor puede afectar las ubicaciones de las órbitas adentro de la cavidad. Por ejemplo, el movimiento en una dirección puede causar que las órbitas de menor energía impacten en el regenerador, mientras que el movimiento en otra dirección puede causar que las órbitas de mayor energía impacten en el regenerador (la energía de la órbita de partículas es proporcional a la distancia radial de la columna de plasma procedente). Por lo tanto, en un caso en donde las órbitas de energía demasiado bajas impactan en el regenerador, el haz de partículas puede colisionar con el canto interno del canal de extracción, como se observó anteriormente. En un caso en donde las órbitas de energía demasiado alta impactan en el regenerador, el haz de partículas puede colisionar con el canto externo del canal de extracción, como se observó anteriormente. Los sistemas de ejemplo descritos en la presente memoria usan técnicas para compensar estos efectos que resulta del movimiento del carrito superconductor debido a su rotación (p. ej., debido al efecto de la gravedad). Un compendio de estas técnicas se proporciona a continuación, seguido por una descripción de un ejemplo de sistema de terapia de partículas en el que pueden ser implementadas y más descripciones detallada de estas varias técnicas.

En un ejemplo de técnica, una estructura es incorporada próxima (p. ej., en la entrada de o adentro de) al canal de extracción. La estructura puede ser un calzo de grosor variable rotatorio que tiene una forma de rueda. La estructura absorbe la energía del haz de partículas, de ese modo, permite que un haz de partículas de menor energía (p. ej., adecuadamente energizado) pase a través del canal de extracción. Las porciones más gruesas de la estructura absorben más energía que las porciones más delgadas de la estructura. En algunas implementaciones, la estructura puede no contener material en un punto en donde el haz de partículas está diseñado para pasar sin ninguna absorción de energía. Alternativamente, la estructura puede ser móvil fuera del recorrido del haz. Así, la estructura permite que la cantidad de energía en el haz se ajuste variablemente. En algunas implementaciones, la estructura es controlada en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas. Por ejemplo, la posición de la carcasa puede ser determinada, y aquella posición puede ser usada para controlar la posición rotatoria de la estructura que absorbe energía. Idealmente, la estructura minimiza la dispersión del haz; sin embargo, en la práctica, puede haber cantidades de dispersión presentes y que sean tolerables.

En otro ejemplo de técnica, la posición física del regenerador dentro de la cavidad puede ser ajustable para compensar el movimiento del carrito superconductor. Por ejemplo, los actuadores controlados por ordenador pueden ser usados para ajustar la posición del regenerador dentro de la cavidad en base a, p. ej., una posición

rotatoria del acelerador de partículas. Al ajustar así la posición del regenerador, puede ser posible posicionar el regenerador de modo que el ajuste adecuado al campo magnético que resulta del regenerador impacte en las órbitas de partículas adecuadas independientemente de la posición rotatoria del acelerador de partículas.

5 El regenerador es típicamente fabricado de material ferromagnético. En consecuencia, es posible ajustar la resistencia magnética del regenerador mediante el uso de una o más cuñas magnéticas. Por consiguiente, en otro ejemplo de técnica, es posible ajustar el campo magnético del regenerador (p. ej., para aumentar o disminuir el choque del campo magnético producido por el regenerador) o mover la ubicación efectiva de la perturbación del campo magnético producida por el regenerador sin mover físicamente el regenerador. Por ejemplo, si el movimiento del carrito superconductor tiene como resultado que las órbitas de energía baja impacten en el regenerador, el campo magnético del regenerador puede disminuir de modo que no comienza a perturbar las órbitas de haz hasta que las órbitas de mayor energía lo alcancen. También podría moverse efectivamente de forma radial hacia afuera mientras mantiene la misma resistencia general (campo de pico) de modo que las órbitas ganan mayor energía antes de ser afectadas por el regenerador. Del mismo modo, si el movimiento del carrito superconductor tiene como resultado que las órbitas de mayor energía impacten en el regenerador, la resistencia del regenerador puede aumentar o posicionarse de forma radial hacia el interior para interactuar con las órbitas en energías inferiores. En un ejemplo de implementación, el campo magnético es ajustado mediante el movimiento de una cuña magnética (p. ej., un pistón de metal) dentro de una ranura/agujero en una culata magnética que está cerca del regenerador. La cuña magnética está fabricada de material ferromagnético y su proximidad al regenerador afecta el campo magnético del regenerador. Mover la cuña magnética más cerca del regenerador (p. ej., más adentro de la ranura aumenta el campo magnético producido por el regenerador; y mover la cuña magnética lejos del regenerador (p. ej., hacia arriba en, o afuera de, la ranura) disminuye el campo magnético producido por el regenerador. En otro ejemplo la cuña magnética puede ubicarse de forma radial más cerca del centro del ciclotrón que del centro magnético del regenerador. Cuando la cuña se ubica más cerca del plano de aceleración, mueve el centro efectivo de la perturbación magnética del regenerador sin cambiar apreciablemente el pico de la resistencia del campo magnético. La cuña magnética puede ser controlada por ordenador para variar su posición en base a, p. ej., una posición rotatoria del acelerador de partículas.

En algunas implementaciones, puede usarse más de una cuña magnética. Todavía en otras implementaciones, lo(s) electroimán(es) miniatura pueden usarse como una cuña magnética, y controlarse la corriente a través de ellos en base a, p. ej., una posición rotatoria del acelerador de partículas.

30 En otro ejemplo, todo el criostato puede moverse con respecto a las culatas para compensar el movimiento del carrito superconductor. Por ejemplo, el movimiento del criostato puede afectar qué órbitas de las partículas impactan en el regenerador. Por lo tanto, si el movimiento del carrito superconductor ocurre en una dirección, el criostato puede ser movido en la dirección para compensar aquel movimiento y causar que el carrito superconductor sea reposicionado adecuadamente.

35 Las técnicas precedentes para ajustar la energía de un haz de partículas en un acelerador de partículas pueden usarse individualmente en un solo acelerador de partículas o cualquiera de dos o más de aquellas técnicas pueden usarse en una combinación adecuada en un solo acelerador de partículas. A continuación, se proporciona un ejemplo de un sistema de terapia de partículas en el que pueden usarse las técnicas precedentes.

#### Ejemplo de sistema de terapia de partículas

40 En referencia a la Fig. 1, un sistema 500 de terapia de radiación de partículas incluye un acelerador 502 de partículas que produce un haz con un peso y un tamaño suficiente para permitir que sea montado en una carcasa 504 rotatoria con su emisión orientada directamente ( es decir, esencialmente de forma directa) desde la carcasa del acelerado hacia un paciente 506.

45 En algunas implementaciones, la carcasa de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para rotación en dos cojinetes 512, 514 respectivos que están en lados opuestos de un paciente. El acelerador es soportado por un armazón 516 de acero que es lo suficientemente largo para dispersar un área 518 de tratamiento en la que se sitúa el paciente (p. ej., el doble de largo de una persona alta, para permitir que la persona sea rotada completamente dentro del espacio en donde cualquier área objetivo deseada del paciente permanece en la línea del haz) y se sujeta de forma estable en ambos extremos a las patas rotatorias de la carcasa.

50 En algunos ejemplos, la rotación de la carcasa está limitada a un intervalo 520 de menos de 360 grados, p. ej., aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 522 se extienda desde una pared de la bóveda 524 que guarda el sistema de terapia en el área de tratamiento del paciente. El intervalo de rotación limitado de la carcasa también reduce el grosor requerido de algunas paredes, que proporcionan protección contra la radiación a las personas afuera del área de tratamiento. Un intervalo de 180 grados de rotación de la carcasa es suficiente para cubrir todos los ángulos de enfoque del tratamiento, pero proporcionar un intervalo de trayectoria mayor puede ser

útil. Por ejemplo, el intervalo de rotación puede ser entre 180 y 330 grados y aun así proporcionar espacio para el espacio del suelo de la terapia.

5 El eje 532 rotatorio horizontal de la carcasa se ubica nominalmente un metro por sobre el suelo en donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este suelo está posicionado aproximadamente 3 metros por sobre el piso de abajo de la bóveda protegida del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar debajo del suelo elevado para la administración de haces de tratamiento desde abajo de los ejes rotatorios. La camilla del paciente se mueve y rota en un plano sustancialmente horizontal paralelo al eje rotatorio de la carcasa. La camilla puede rotar por un intervalo 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de libertad de intervalos rotatorios y grados de la carcasa y el paciente permiten que el terapeuta seleccione virtualmente cualquier ángulo de enfoque para el haz. Si es necesario, el paciente puede ser ubicado en la camilla en la orientación opuesta y, luego, pueden usarse todos los ángulos posibles.

15 En algunas implementaciones, el acelerador usa una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy alto. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética determinada es reducido en proporción directa a un aumento en el campo magnético aplicado a él, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy alto permite que el acelerador sea fabricado más pequeño y ligero. El sincrociclotrón usa un campo magnético que es uniforme en ángulo de rotación y desciende en resistencia con el incremento del radio. Una forma de campo de este tipo puede lograrse independientemente de la magnitud del campo magnético, por lo que en teoría no hay límite superior para la resistencia del campo magnético (y, en consecuencia, la energía de partícula resultante en un radio fijo) que pueda usarse en un sincrociclotrón.

Los materiales superconductores pierden sus propiedades superconductoras en presencia de los campos magnéticos muy altos. Los bobinados de alambre superconductor de alto rendimiento se usan para permitir que se logren campos magnéticos muy altos.

25 Los materiales superconductores típicamente necesitan ser enfriados a bajas temperaturas para que se consigan sus propiedades superconductoras. En algunos ejemplos descritos aquí, los sistemas de refrigeración criogénicos se usan para provocar que los bobinados de carrete superconductor alcancen temperaturas de casi cero absoluto. Mediante el uso de sistemas de refrigeración criogénicos se puede reducir la complejidad y el coste.

30 El sincrociclotrón es soportado en la carcasa de modo que el haz es generado directamente en línea con el paciente. La carcasa permite la rotación del ciclotrón sobre un eje rotatorio horizontal que contiene un punto (isocentro 540) dentro, o cerca, del paciente. El armazón separado paralelo al eje rotatorio, soporta el ciclotrón en ambos lados.

35 Debido a que el intervalo rotatorio de la carcasa es limitado, un área de soporte de paciente puede alojarse en un área amplia alrededor del isocentro. Debido a que el suelo puede extenderse ampliamente alrededor del isocentro, una mesa de soporte de paciente puede posicionarse para moverse con respecto a o para rotar sobre un eje 542 vertical mediante el isocentro de modo que, por medio de una combinación de rotación de la carcasa y movimiento y rotación de la mesa, pueda lograrse cualquier ángulo de haz dirigido a cualquier parte del paciente. Los dos brazos de la carcasa están separados por más del doble de la altura de un paciente alto, lo que permite que la camilla con el paciente rote y se traslade en un plano horizontal sobre el suelo elevado.

40 Limitar el ángulo de rotación de la carcasa permite una reducción en el grosor de, al menos, una de las paredes que rodea la sala de tratamiento. Las paredes gruesas, típicamente construidas de hormigón, proporcionan protección contra la radiación a los individuos afuera de la sala de tratamiento. Una pared situada más abajo de un haz de protones detenido puede ser aproximadamente el doble de gruesa que una pared en el extremo opuesto de la sala para proporcionar un nivel equivalente de protección. Limitar el intervalo de rotación de la carcasa permite que la sala de tratamiento se sitúe bajo el nivel de la tierra en tres lados, y permite que un área ocupada adyacente a la pared más delgada reduzca el coste de construcción de la sala de tratamiento.

45 En el ejemplo de implementación mostrado en la Fig. 1, el sincrociclotrón 502 superconductor funciona con un campo magnético pico en una brecha de polo del sincrociclotrón de 8,8 Tesla. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tienen una energía de 250 MeV. En otras implementaciones la resistencia del campo podría estar en el intervalo de 4 a 20 Tesla o 6 a 20 Tesla y la energía de protones podría estar en el intervalo de 150 a 300 MeV.

50 El sistema de terapia de radiación descrito en este ejemplo se utiliza para la terapia de radiación de protones, pero los mismos principios y detalles pueden aplicarse en sistemas análogos para el uso en sistemas de tratamiento con iones (ion) pesados.



Como se muestra en las Fig. 2, 3, 4, 5 y 6, un ejemplo de sincrociclotrón 10 (p. ej., 502 en la Fig. 1) incluye un sistema magnético 12 que contiene una fuente 90 de partículas, un sistema 91 de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema 38 de extracción de haz. El campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma adecuada para mantener el foco de un haz de protones contenidos mediante el uso de una combinación de un par separado de carretes 40, 42 superconductores anulares y un par de caras polares 44, 46 ferromagnéticas (p. ej., acero con bajo contenido de carbón) moldeados.

Los dos carretes magnéticos superconductores se centran en un eje 47 común y distanciados a lo largo del eje. Como se muestra en las Fig. 7 y 8, los carretes son formados por hebras 48 de 0,8 mm de diámetro superconductoras basadas en  $Nb_3Sn$  (que inicialmente comprenden un centro de niobio-estaño rodeado por un revestimiento de cobre) utilizados en una geometría conductora de canalización de cable torcida. Después de que siete hebras individuales son cableadas juntas, se calientan para causar una reacción que forma el material superconductor final (frágil) del cable. Después de que se ha reaccionado el material, los cables son soldados en un canal de cobre (dimensiones externas 3,18 x 2,54 mm y dimensiones internas 2,08 x 2,08 mm) y son cubiertos con un aislante 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tramada). El canal de cobre que contiene los cables 53, se enrollan luego en un carrete que tiene una sección transversal rectangular de 8,55 cm x 19,02 cm, que tiene 26 capas y 49 vueltas por capa. El carrete enrollado es luego impregnado al vacío con un compuesto de epoxi. Los carretes terminados se montan en una bobina 56 inversa de acero inoxidable anular. Las mantas 55 térmicas se ubican en intervalos en las capas de los bobinados para proteger el conjunto en el caso de una desactivación del imán.

Todo el carrete puede ser posteriormente cubierto con láminas de capa para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y ser luego contenido en una capa adicional de epoxi. La precompresión del carrete puede ser proporcionada al calentar la bobina inversa de acero inoxidable y ajustar los carretes dentro de la bobina inversa. El diámetro interno de la bobina inversa es elegido de modo que cuando toda la masa es enfriada a 4 K, la bobina inversa permanece en contacto con el carrete y proporciona un poco de compresión. Calentar la bobina inversa de acero inoxidable a aproximadamente 50 grados C y ajustar los carretes a una temperatura de 100 grados Kelvin puede lograr esto.

La geometría del carrete es mantenida por el montaje de los carretes en una bobina 56 rectangular inversa para ejercer una fuerza 60 restauradora que funciona contra la fuerza distorsionadora producida cuando los carretes se energizan. Como se muestra en la Fig. 5, la posición del carrete es mantenida con respecto a la culata magnética y el criostato mediante el uso de un conjunto de bandas 402, 404, 406 de soporte caliente a frío. Soportar la masa fría con las bandas delgadas reduce la pérdida de calor impartido a la masa fría por medio del sistema de soporte rígido. Las bandas se disponen para resistir la fuerza gravitacional variante en el carrete mientras el imán rota en la carcasa. Estas resisten los efectos combinados de la gravedad y la gran fuerza descentralizante realizada por el carrete cuando es perturbado de una posición perfectamente simétrica con respecto a la culata magnética. Adicionalmente, los enlaces actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas en el carrete a medida que la carcasa acelera y desacelera cuando cambia su posición. Cada soporte caliente a frío incluye un enlace de fibra de vidrio S2 y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono es soportado en las clavijas entre la culata caliente y una temperatura intermedia (50-70 K) y el enlace 408 de fibra de vidrio S2 es soportado en los pernos de temperatura intermedia y una clavija sujeta a la masa fría. Cada enlace es de 5 cm de longitud (centro de clavija centro de clavija) y es de 17 mm de amplitud. El grosor del enlace es de 9 mm. Cada clavija está fabricada de acero inoxidable de alta resistencia y tiene un diámetro de 40 mm.

En referencia a la Fig. 3, el perfil de resistencia del campo como una función de radio está determinado en gran medida por la elección de la geometría del carrete y la forma de la cara polar; las caras polares 44, 46 del material permeable de la culata puede contornearse para ajustar la forma del campo magnético para asegurar que el haz de partículas permanezca enfocado durante la aceleración.

Los carretes superconductores se mantienen en temperaturas cerca de cero absoluto (p. ej., sobre 4 grados Kelvin) al incluir el conjunto de carrete (los carretes y la bobina) adentro de una cámara 70 de aluminio anular evacuada o criostática de acero inoxidable que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura del carrete, excepto en un conjunto limitado de puntos 71, 73 de soporte. En una versión alternativa (Fig. 4) la pared externa del criostato puede estar fabricada de acero con bajo contenido de carbón para proporcionar un pasaje adicional de retorno de flujo para el campo magnético.

En algunas implementaciones, la temperatura cerca de cero absoluto se logra y mantiene mediante el uso de un sistema de refrigeración criogénico de una sola etapa Gifford-McMahon y tres sistemas de refrigeración criogénicos de dos etapas Gifford-McMahon. Cada sistema de refrigeración criogénico de dos etapas tiene un extremo frío de segunda etapa sujeto a un condensador que recondensa el vapor de helio en helio líquido. Las cabezas del sistema de refrigeración criogénico se suministran con helio comprimido de un compresor. El sistema de refrigeración criogénico de una sola etapa Gifford-McMahon se dispone para enfriar conductores de alta temperatura (p. Ej., 50-70 grados kelvin) que suministran corriente a los bobinados superconductores.

En algunas implementaciones, la temperatura cerca de cero absoluto se logra y mantiene mediante el uso de dos sistemas de refrigeración criogénicos 72, 74 Gifford-McMahon que se disponen en diferentes posiciones en el conjunto de carrete. Cada sistema de refrigeración criogénico tiene un extremo 76 frío en contacto con el conjunto de carrete. Las cabezas 78 del sistema de refrigeración criogénico se suministran con helio comprimido de un compresor 80. Otros dos sistemas de refrigeración criogénicos 77, 79 Gifford-McMahon se disponen para enfriar conductores de alta temperatura (p. ej., 60-80 grados Kelvin) que suministran corriente a los bobinados superconductores.

El conjunto de carrete y las cámaras criostáticas son montadas adentro y están completamente contenidas por dos mitades 81, 83 de una culata magnética 82 en forma de pastillero. En este ejemplo, el diámetro interno del conjunto de carrete es aproximadamente de 74,6 cm. La culata 82 de hierro proporciona un pasaje para el retorno del flujo 84 del campo magnético y protege magnéticamente el volumen 86 entre las caras polares 44, 46 para evitar que las influencias magnéticas externas perturben la forma del campo magnético dentro de aquel volumen. La culata también sirve para disminuir el campo magnético de dispersión en las proximidades del acelerador. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede tener un sistema de retorno activo para reducir el campo magnético de dispersión. Un ejemplo de sistema de retorno activo se describe en la solicitud de patente U.S. No. 13/907,601, que se presentó el 31 de mayo de 2013, cuyos contenidos se incorporan en la presente memoria por referencia. En un sistema de retorno activo, las culatas magnéticas relativamente grandes descritas en la presente memoria son reemplazadas por estructuras magnéticas más pequeñas, mencionadas como piezas polares. Los carretes superconductores transportan corriente en dirección opuesta a los carretes principales descritos en la presente memoria para proporcionar retorno magnético y, de ese modo, se reducen los campos magnéticos de dispersión.

Como se muestra en las Fig. 3 y 9, el sincrociclotrón incluye una fuente 90 de partículas de una geometría de indicador de ion Penning ubicado cerca del centro 92 geométrico de la estructura 82 magnética. La fuente de partículas puede ser como la descrita a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente U.S. No. 11/948,662 que se incorpora en la presente memoria por referencia.

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

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

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

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale por medio de un agujero pequeño del tubo 194 para crear un suministro de iones (protones) positivos para la aceleración por medio de una placa 100 de radiofrecuencia semicircular (en forma de D) que abarca la mitad del espacio contenido por la estructura magnética y una placa en D simulada 102. En el caso de una fuente de partículas interrumpida (un ejemplo de ello se describe en la solicitud de patente U.S. No. 11/948,662), todo (o una parte sustancial) del tubo que contiene el plasma es separado en la región de aceleración, de ese modo, se permite que los iones se aceleren más rápido en un campo magnético relativamente alto.

Como se muestra en la Fig. 10, la placa en D 100 es una estructura de metal vacía que tiene dos superficies 103, 105 semicirculares que contienen un espacio 107 en el que los protones se aceleran durante la mitad de su rotación alrededor del espacio contenido por la estructura magnética. Un conducto 109 que se abre en el espacio 107 se extiende por las culatas a una ubicación externa a la que puede sujetarse una bomba 111 de vacío para evacuar el espacio 107 y el resto del espacio dentro de la cámara 119 de vacío en la que sucede la aceleración. La de 102 simulada comprende un aro de metal rectangular que está separado cerca del reborde expuesto de la placa en D. La de simulada está conectada en la cámara de vacío y la culata magnética. La placa en D 100 está impulsada por la señal de radiofrecuencia que se aplica en el extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 107. El campo eléctrico de radiofrecuencia está hecho para variar en tiempo a medida

que el haz de partículas acelerado aumenta en distancia desde el centro geométrico. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede ser controlado en la manera descrita en la solicitud de patente U.S. No. 11/948,359, titulada *Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage*, cuyos contenidos se incorporan en la presente memoria mediante referencia.

5 Para el haz que emerge de la fuente de partículas ubicada centralmente para despejar la estructura de la fuente de partículas a media que comienza a moverse en espiral hacia afuera, se requiere una gran diferencia de tensión en las placas de radiofrecuencia. Se aplican 20 000 voltios en las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones pueden aplicarse entre 8 000 y 20 000 voltios en las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para impulsar esta tensión alta, la estructura magnética se dispone para reducir la capacidad entre las placas de radiofrecuencia y el suelo. Esto se realiza por medio de la formación de agujeros con suficiente espacio desde las estructuras de radiofrecuencia mediante la culata externa y la carcasa del criostato y al hacer suficiente espacio entre las caras polares magnéticas.

15 La capacidad de alternar la tensión alta que impulsa la placa en D tiene una frecuencia que es disminuida durante el ciclo de aceleración para representar el aumento de la masa relativa de los protones y el descenso del campo magnético. La de simulada no requiere una estructura vacía semicilíndrica debido a que está en potencial de tierra junto con las paredes de la cámara de vacío. Otras disposiciones de la placa podrían usarse, como puede ser más de un par de electrodos aceleradores impulsado con diferentes fases eléctricas o múltiples de la frecuencia fundamental. La estructura de RF puede ajustarse para mantener Q alta durante la frecuencia de barrido requerida al usar, por ejemplo, un capacitor rotatorio con engranados rotatorios y cuchillas estacionarias. Durante cada engrane de las cuchillas, aumenta la capacidad, así se reduce la frecuencia resonante de la estructura de RF. Las cuchillas pueden ser moldeadas para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Un motor impulsor para el condensador rotatorio puede ser bloqueado de fase para que el generador de RF tenga control preciso. Un grupo de partículas es acelerado durante cada engrane de las cuchillas del condensador rotatorio.

25 La cámara 119 de vacío en la que ocurre la aceleración es un contenedor generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el reborde. La cámara de vacío contiene las placas de RF y la fuente de partículas y es evacuada por la bomba 111 de vacío. Mantener un vacío alto asegura que los iones aceleradores no se pierdan en las colisiones con las moléculas de gas y permite que la tensión de RF se mantenga en un nivel más alto sin un arco eléctrico al suelo.

30 Los protones atraviesan un pasaje orbital generalmente en espiral que comienza en la fuente de partículas. En la mitad de cada bucle del pasaje en espiral, los protones ganan energía a medida que cruzan en el campo eléctrico de RF en el espacio 107. A media que los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su pasaje en espiral es más gran que el bucle anterior hasta que el radio del bucle alcanza el radio máximo de la cara polar. En aquella ubicación una perturbación en el campo magnético y eléctrico dirige los iones a un área donde el campo magnético rápidamente disminuye, y los iones salen del área de campo magnético alto y son dirigidos por medio de un tubo 38 evacuado, mencionado en la presente memoria como el canal de extracción, para salir de la culata del ciclotrón. Un regenerador magnético puede usarse para cambiar la perturbación del campo magnético para dirigir los iones. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse a medida que entran al área de campo magnético notablemente disminuido que sale al espacio alrededor del ciclotrón. Los elementos 107, 109 que moldean el haz en el canal 38 de extracción dirige los iones de modo que permanezcan un haz recto de alcance espacial limitado.

El campo magnético dentro de la brecha polar requiere tener determinadas propiedades para mantener el haz dentro de la cámara evacuada a medida que acelera. El índice n de campo magnético, que se muestra a continuación,

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

45 debería conservarse positivo para mantener este enfoque "débil". Aquí r es el radio del haz y B es el campo magnético. Adicionalmente, en algunas implementaciones, el índice de campo requiere ser mantenido por debajo de 0,2 porque en este valor la periodicidad de las oscilaciones radiales y las oscilaciones verticales del haz coinciden en una resonancia  $\nu_r = 2 \nu_z$ . Las frecuencias betatrón son definidas por  $\nu_r = (1-n)^{1/2}$  y  $\nu_z = n^{1/2}$ . La cara polar ferromagnética está diseñada para moldear el campo magnético generado por los carretes de modo que el índice de campo n se mantiene positivo y menor que 0,2 en el menor diámetro consistente con un haz de 250 MeV en el campo magnético determinado.

A medida que el haz sale del canal de extracción pasa por un sistema 125 de formación de haz (Fig. 5) que puede controlarse programablemente para crear una combinación deseada de ángulo de dispersión y modulación del

intervalo para el haz. El sistema 125 de formación de haz puede ser usado en conjunto con una carcasa interna 601 (Fig. 14) para dirigir un haz al paciente.

5 Durante el funcionamiento, las placas absorben la energía del campo de radiofrecuencia aplicado como resultado de la resistencia conductora en la superficie de las placas. Esta energía aparece como calor y es luego separada de las placas mediante el uso de las líneas 108 de refrigeración de agua que liberan calor en un intercambiador 113 de calor (Fig. 3).

10 Los campos magnéticos de dispersión que salen del ciclotrón son limitados por la culata magnética como pastillero (que también sirve como protección) y una protección magnética separada 114. La protección magnética separada incluye de una capa 117 de material ferromagnético (p. ej., acero o hierro) que contiene la culata como pastillero, separada por un espacio 116. Esta configuración que incluye un sándwich de una culata, un espacio y una protección logra la protección adecuada para una determinada pérdida de campo magnético en menor peso.

15 Como se mencionó, la carcasa permite que el sincrociclotrón sea rotado sobre el eje 532 rotatorio horizontal. La estructura 516 de armazón tiene dos tramos 580, 582 generalmente paralelos. El sincrociclotrón está conectado entre los tramos aproximadamente a medio camino entre las patas. La carcasa es balanceada para la rotación sobre los cojinetes mediante el uso de contrapesos 122, 124 montados en los extremos de las patas opuestas al armazón.

La carcasa es impulsada para rotar por un motor eléctrico montado en una o ambas patas de la carcasa y conectado a las carcasas de los cojinetes por engranaje impulsor. La posición rotatoria de la carcasa proviene de las señales proporcionadas por los codificadores de ángulo de eje incorporados a la carcasa de los motores impulsores y los engranajes impulsores.

20 En la ubicación en la que el haz de ion sale del ciclotrón, el sistema 125 de formación de haz actúa en el haz de ion para brindarle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede ser dispersado y variar su profundidad de penetración para proporcionar radiación uniforme en un volumen objetivo determinado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de dispersión pasivos, así como también elementos de escaneo activos.

25 Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (los carretes superconductores impulsores de corriente, las placas impulsoras de RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de refrigeración de carretes superconductores, la fuente de partículas impulsora de corriente, la fuente de gas hidrógeno y los refrigeradores de las placas de RF, por ejemplo) pueden ser controlados por electrónica de control de sincrociclotrón adecuada (no se muestra), que puede incluir, p. ej., uno o más ordenadores programados con programas  
30 adecuados para efectuar el control.

El control de la carcasa, el soporte del paciente, los elementos de moldeo del haz activos y el sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia se logra mediante la electrónica de control de terapia adecuada (no se muestra).

35 Como se muestra en las Fig. 1, 11 y 12 los cojinetes de la carcasa se soportan mediante las paredes de una bóveda 524 de ciclotrón. La carcasa permite que el ciclotrón se balancee en un intervalo 520 de 180 grados (o más) incluidas las posiciones arriba, al costado de y debajo del paciente. La bóveda es lo suficientemente alta para despejar la carcasa en los extremos superiores e inferiores de su movimiento. Un pasillo 146 flanqueado por las paredes 148, 150 proporciona una ruta de entrada y salida para los terapeutas y los pacientes. Debido a que, al menos, una pared 152 no está en línea con el haz de protones directamente desde el ciclotrón, puede fabricarse relativamente delgado y aun así desempeñar su función de protección. Las otras tres paredes 154, 156, 150/148  
40 laterales de la sala, que pueden requerir mayor protección, pueden esconderse dentro de una pendiente de tierra (no se muestra). El grosor requerido de las paredes 154, 156 y 158 puede ser reducido debido a que la tierra en sí puede proporcionar parte de la protección requerida.

45 En referencia a las Fig. 12 y 13, por motivos de seguridad y estética, una sala 160 de terapia puede construirse dentro de la bóveda. La sala de terapia está en voladizo de las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la sala contenedora en el espacio entre las patas de la carcasa en una manera que despeja el balanceo de la carcasa y también maximiza el alcance del espacio 164 del suelo de la sala de terapia. El mantenimiento periódico del acelerador puede estar acompañado en el espacio debajo del suelo elevado. Cuando el acelerador es rotado hacia la posición descendente en la carcasa, es posible el acceso completo al acelerador en un espacio separado del área de tratamiento. Los suministros de potencia, el equipamiento de refrigeración, las bombas de vacío y otros  
50 equipamientos de soporte pueden ubicarse debajo del suelo elevado en este espacio separado. Dentro de la sala de tratamiento, el soporte 170 del paciente puede montarse en una variedad de formas que permiten elevar y descender el soporte y rotar al paciente y moverlo en una variedad de posiciones y orientaciones.

En el sistema 602 de la Fig. 14, un acelerador de partículas productor de haz del tipo descrito en la presente memoria, en este caso el sincrociclotrón 604, está montado en la carcasa rotatoria 605. La carcasa rotatoria 605 es del tipo descrito en la presente memoria y puede rotar angularmente alrededor del soporte 606 del paciente. Esta característica permite que el sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas directamente al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, como en la Fig. 14, si el sincrociclotrón 604 está arriba del soporte 606 del paciente, el haz de partículas puede ser orientado en dirección descendente hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está debajo del soporte 606 del paciente, el haz de partículas puede ser orientado en dirección ascendente hacia el paciente. El haz de partículas se aplica directamente al paciente en el sentido de que no se requiere un mecanismo de enrutamiento del haz intermediario. Un mecanismo de enrutamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de moldeo o dimensionamiento en cuanto a que el mecanismo de moldeo o dimensionamiento no vuelve a enrutar al haz, sino que dimensiona y moldea el haz al mismo tiempo que mantiene la misma trayectoria general el haz.

Más detalles sobre un ejemplo de implementación del sistema precedente puede encontrarse en el documento de la patente U.S. No. 7,728,311, presentado el 16 de noviembre de 2006 y titulado *Charged Particle Radiation Therapy*, y en la solicitud de patente U.S. No. 12/275,103, presentada el 20 de noviembre de 2008 y titulada *Inner Gantry*. Los contenidos del documento de la patente U.S. No. 7,728,311 y la solicitud de patente U.S. No. 12/275,103 se incorporan en la presente memoria por referencia a esta descripción. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede ser un dispositivo de energía variable, como puede ser aquel descrito en la solicitud de patente U.S. No. 13/916,401, presentada el 12 de junio de 2013, cuyos contenidos se incorporan en la presente memoria por referencia.

### Ejemplos de implementaciones

La Fig. 15 muestra una vista superior de una porción de una cavidad 700 en la que las partículas son aceleradas orbitalmente (p. ej., en órbitas en espiral hacia afuera). Una fuente 701 de partículas, cuyos ejemplos están descritos anteriormente, está dispuesta en aproximadamente el centro de la cavidad. Las partículas cargadas (p. ej. protones o iones) se extraen de una columna de plasma generada por la fuente 701 de partículas. Las partículas cargadas se aceleran hacia afuera en órbitas hacia, y finalmente alcanzan, el regenerador 702 magnético. En este ejemplo de implementación, el regenerador 702 es una estructura ferromagnética fabricados de, p. ej., acero, hierro o cualquier otro tipo de material ferromagnético. El regenerador 702 altera el campo magnético de fondo que causa la aceleración orbital hacia afuera. En este ejemplo, el regenerador 702 aumenta aquel campo magnético (p. ej., proporciona un choque en el campo). El choque en el campo magnético de fondo afecta las órbitas de las partículas en un modo que causa que las órbitas se muevan hacia afuera hacia el canal 703 de extracción. Finalmente, las órbitas entran al canal 703 de extracción, del cual salen.

En más detalle, una órbita de haz de partículas enfoca e interactúa con el regenerador 702. Como resultado del aumento del campo magnético, el haz de partículas gira un poco más allá y, en lugar de ser circular, realiza un movimiento de precesión al canal de extracción. La Fig. 16 muestra el campo magnético (B) trazado contra el radio (r) con respecto a la fuente 702 de partículas. Como se muestra en la Fig. 16, en este ejemplo, B varía de aproximadamente 9 Tesla (T) a aproximadamente -2T. Los 9T ocurren en aproximadamente el centro de la cavidad 700. La polaridad del campo magnético cambia después de que el campo magnético cruza el carrete superconductor, que resulta en aproximadamente -2T en el exterior del carrete, y, finalmente, se desvanece a aproximadamente cero. El choque 705 de campo magnético ocurre en el punto del regenerador. La Fig. 16 también muestra el trazo del campo magnético con respecto a la sección transversal 706 de una bobina 706 que tiene un canal 703 de extracción entre dos carretes 709, 710 superconductores.

En referencia a la Fig. 17, el regenerador 702 causa cambios en el ángulo e inclinación de las órbitas 710 de modo que se mueven hacia el canal 703 de extracción. En el punto del canal de extracción, la resistencia del campo magnético es suficientemente baja para permitir que el haz de partículas entre al canal de extracción y proceda por él. En referencia nuevamente a la Fig. 15, el canal 703 de extracción contiene varias estructuras 711 magnéticas para agregar y/o sustraer campos dipolo para dirigir el haz de partículas ingresante por medio del canal 703 de extracción, a los elementos de moldeo del haz.

Para alcanzar el punto de salida, el haz de partículas debería tener la cantidad adecuada de energía. La cantidad de energía requerida para alcanzar aquel punto puede variar en base a, p. ej., el tamaño del acelerador y la longitud del canal de extracción (en este ejemplo, el canal de extracción es aproximadamente de 1,7 o 2 metros de longitud). A este respecto, al menos, parte del canal 703 de extracción está sobre el carrete superconductor. De ese modo, el campo magnético en el canal de extracción puede cambiar poco en respuesta a la rotación del acelerador. Por consiguiente, la cantidad de energía necesaria para que un haz de partículas atravesara el canal de extracción puede no cambiar apreciablemente en respuesta a la rotación del acelerador de partículas.

Como se explicó anteriormente, a medida que el carrito superconductor se mueve durante la rotación, las órbitas que son afectadas por el regenerador 702 cambian debido al movimiento gravitacional del carrito. Como se observó, este movimiento puede ser tan pequeño como décimas de milímetros. No obstante, como resultado, la energía del haz de partículas que entra al canal de extracción puede ser diferente de la energía requerida para atravesar todo el canal. Para ajustar este cambio de energía de las partículas que entran al canal de extracción, una estructura 715 puede ubicarse adentro, o en el punto de entrada, del canal 703 de extracción. La estructura puede usarse para absorber el exceso de energía en el haz de partículas. En este ejemplo, la estructura 715 es un calzo rotatorio de grosor variable que puede tener una forma de rueda. Un ejemplo de la estructura 715 se muestra en las Fig. 18 y 18A. Como se muestra en estas figuras, la estructura 715 puede tener un grosor continuamente variable. Alternativamente, el grosor puede variar gradualmente.

La estructura puede moverse (p. ej., rotar) para absorber una cantidad adecuada de energía de un haz de partículas en/que entra al canal de extracción. En esta implementación, las partes 715a más gruesas de la estructura absorben más energía que las partes 715b más delgadas. Por consiguiente, la estructura puede moverse (p. ej., rotar) para absorber diferentes cantidades de energía en un haz de partículas. En algunas implementaciones, estructura puede tener una parte que no contiene material (por. ej., un grosor "cero"), que permite que el haz de partículas pase sin alteraciones. Alternativamente, en los casos de este tipo, la estructura puede moverse por completo o parcialmente fuera del recorrido del haz. En algunas implementaciones, el grosor máximo puede ser en el orden de centímetros; sin embargo, el grosor máximo variará de un sistema a otro en base a, p. ej., los requerimientos de absorción de energía. La Fig. 18A también muestra un motor 716 que controla un eje para rotar la estructura 715, p. ej., en respuesta a una posición detectada de la carcasa.

La estructura puede estar fabricada de cualquier material adecuado que puede absorber energía en un haz de partículas. Como se observó anteriormente, la estructura minimiza la dispersión del haz de partículas en el canal de extracción; sin embargo, en la práctica, puede haber cantidades de dispersión que estén presentes y que sean tolerables. Los ejemplos de los materiales que pueden usarse para la estructura incluyen, pero no se limitan a, berilio, plástico que contiene hidrógeno y carbono. Estos materiales pueden usarse solos, en combinación o en combinación con otros materiales.

El movimiento (p. ej., rotación) de la estructura puede ser controlado por ordenador mediante el uso de un sistema de control que es parte de un sistema de terapia de partículas más amplio. El control por ordenador puede incluir la generación de una o más señales de control para controlar el movimiento de los dispositivos mecánicos, como puede ser actuadores y motores que producen el movimiento. La rotación de la estructura 715 puede ser controlada en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas, según lo medido por la posición rotatoria de la carcasa (véase, p. ej., Fig. 1, 11 y 12 que muestran la rotación de la carcasa) en la que está montado el acelerador de partículas. Los varios parámetros usados para establecer la posición rotatoria de la estructura con respecto a la posición de la carcasa pueden medirse empíricamente y programarse en el ordenador del sistema de control.

Como se observó anteriormente, en algunas implementaciones, el campo magnético en el canal de extracción puede cambiar, aunque muy poco, en respuesta a la rotación del acelerador. La cantidad de cambio puede ser p. ej., unas pocas décimas de un percentil. En un ejemplo específico, esto está reflejado por un cambio de aproximadamente seis amperios (amps) de corriente fuera de ~2000 amps normales transportados mediante el carrito superconductor. Esto puede afectar la energía requerida para que un haz de partículas atraviese el canal de extracción. Este cambio pequeño en el campo magnético puede ajustarse al controlar la corriente mediante el carrito superconductor o al controlar la rotación de la estructura 715.

En otras implementaciones, el ajuste de la energía de los haces de partículas que alcanzan el canal de extracción puede alcanzarse por medio del movimiento físico del regenerador 702 de modo que, en diferentes posiciones rotatorias, el regenerador afecta diferentes órbitas de partículas. Como se indicó anteriormente, el movimiento o el regenerador 702 pueden ser controlados por ordenador mediante un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas. Por ejemplo, el movimiento del regenerador 702 puede ser controlado en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas, según lo medido por la posición rotatoria de la carcasa en la que está montado el acelerador de partículas. Los varios parámetros usados para establecer la posición ubicación de la regenerador con respecto a la posición rotatoria de la carcasa puede medirse empíricamente y programarse en el ordenador del sistema de control. Uno o más actuadores controlados por ordenador pueden afectar el movimiento real del regenerador.

En referencia a la Fig. 19, por ejemplo, el regenerador 702 puede posicionar en la ubicación 717 inicialmente, p. ej., en la posición inicial predefinida del acelerador. En esta posición, el choque de campo magnético producido por el regenerador tiene un impacto primario en la órbita 719 (para dirigir las partículas en aquella posición orbital al canal de extracción). La órbita 720 está más lejos de la ubicación 721 de la columna de plasma que la órbita 719. Consecuentemente, la órbita 720 tiene mayor energía que la órbita 719. La órbita 722 está más cerca de la ubicación 721 de la columna de plasma que la órbita 719. Consecuentemente, la órbita 722 tiene menor energía que la órbita 719. Como se muestra en la Fig. 20, el movimiento del carrito superconductor como resultado de la

rotación puede causar que la órbita 722 de menor energía se mueva hacia el pasaje del regenerador 702 de modo que el regenerador 702 afecta principalmente a la órbita 722. Sin embargo, debido a que la órbita 722 es de menor energía, es posible que no pueda atravesar el canal de extracción e impacte en la pared interna del canal de extracción antes de salir. Por consiguiente, el regenerador 702 puede ser movido de la ubicación 717 a la ubicación 723 (como es representado por la flecha 724 de la Fig. 21) de modo que el regenerador 702 nuevamente impacta principalmente en la órbita 719. Lo contrario también puede ser verdadero. Es decir, si el carrito superconductor se mueve de modo que una órbita 720 de energía demasiado alta es impactada principalmente por el regenerador 702, el regenerador 702 puede moverse en la otra dirección (p. ej., hacia la ubicación 721) de modo que impacta principalmente en la órbita 719 de menor energía (que también se ha movido). Aunque las figuras ilustran el movimiento del regenerador en una dimensión (radialmente), el regenerador puede moverse en dos o tres dimensiones, p. ej., puede moverse en las direcciones cartesianas X, Y y/o Z.

En otras implementaciones, la órbita que está afectada principalmente por el regenerador puede ser cambiada al alterar el campo magnético (el choque de campo magnético). Esto puede ser realizado, p. ej., al cambiar la cantidad de material ferromagnético en la proximidad del regenerador. En la implementación, una o más cuñas magnéticas pueden usarse para alterar la forma y/o la resistencia del campo magnético producido por el regenerador. A este respecto, el regenerador puede ser fabricado de material ferromagnético, como puede ser acero (aunque otros materiales pueden usarse en lugar de, o adicionalmente al, acero). Las cuñas magnéticas pueden ser un material ferromagnético que es diferente de, o el mismo que, el material del que está fabricado el regenerador.

En esta implementación, las cuñas magnéticas incluyen uno o hierro, o cuñas magnéticas de acero. Un ejemplo es la cuña magnética 730 que se muestra en la Fig. 22; sin embargo, puede usarse cualquier forma adecuada. Por ejemplo, la cuña magnética 730 puede estar en forma de un vástago o puede tener otras formas adecuadas. En referencia a la Fig. 23, las cuñas magnéticas 730a, 730b pueden ubicarse en una ranura de la culata 731 a, 731b correspondiente cerca del regenerador 702 o en el regenerador. Mover la cuña magnética hacia abajo, más adentro de una ranura en la culata aumenta la cantidad de material ferromagnético cerca del regenerador y, de ese modo, altera la ubicación y el tamaño del choque de campo magnético producido por el regenerador. En cambio, mover una cuña magnética hacia arriba y afuera de una culata disminuye la cantidad de material ferromagnético cerca del regenerador y, de ese modo, altera la ubicación y el tamaño del choque de campo magnético producido por el regenerador. Aumentar la cantidad de material ferromagnético causa que el choque de campo magnético se mueva hacia adentro (hacia la columna de plasma —véase, p. ej., Fig. 19 a 21) para, de ese modo, afectar principalmente las órbitas de partículas de menor energía. Disminuir la cantidad de material ferromagnético causa que el choque de campo magnético se mueva hacia afuera (lejos de la columna de plasma) para, de ese modo, afectar principalmente las órbitas de partículas de mayor energía.

Las cuñas magnéticas pueden atornillarse de forma permanente en las culatas y mantenerse en el lugar mediante el uso de tornillos o pueden controlarse en tiempo real. En este respecto, el movimiento o la(s) cuña(s) magnética(s) pueden ser controladas por ordenador mediante un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas. Por ejemplo, el movimiento de cada cuña magnética 730a, 730b puede ser controlado en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas, según lo medido por la posición de rotación de la carcasa en la que está montado el acelerador de partículas. Los varios parámetros usados para establecer la posición ubicación de la cuña magnética con respecto a la posición rotatoria del acelerador puede medirse empíricamente y programarse en el ordenador del sistema de control. Uno o más actuadores controlados por ordenador pueden afectar el movimiento real de la(s) cuña(s) magnética(s). Aunque solo dos cuñas magnéticas se muestran, puede usarse cualquier cantidad de cuñas magnéticas (p. ej., una o más).

En algunas implementaciones, la(s) cuña(s) magnética(s) (p. ej., la(s) cuña(s) magnética(s) descritas anteriormente) pueden ser, en cambio, o incluir, uno o más electroimanes miniatura, a través de los cuales se controla la corriente que afecta el campo magnético producido por el regenerador en la manera descrita anteriormente. La corriente a través del uno o más electroimanes puede ser controlada por ordenador mediante un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas. Por ejemplo, la corriente puede ser controlada en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas, según lo medido por la posición de rotación de la carcasa en la que está montado el acelerador de partículas. Los varios parámetros usados para establecer la corriente con respecto a la posición rotatoria del acelerador pueden medirse empíricamente y programarse en el ordenador del sistema de control.

En otras implementaciones, el ajuste de la energía de los haces de partículas que alcanzan el canal de extracción puede lograrse por medio del movimiento físico del criostato para compensar el movimiento del carrito como resultado de la rotación. Por ejemplo, el criostato puede moverse en una dirección opuesta a la dirección en que se mueve el carrito. Como se indicó anteriormente, el movimiento del criostato puede ser controlado por ordenador mediante un sistema de control que es parte del sistema de terapia de partículas. Por ejemplo, el movimiento del criostato puede ser controlado en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas, según lo medido por la posición de rotación de la carcasa en la que está montado el acelerador de partículas. Los varios parámetros usados para establecer la posición movimiento del criostato con respecto a la posición rotatoria de la carcasa puede medirse

empíricamente y programarse en el ordenador del sistema de control. Uno o más actuadores controlados por ordenador pueden afectar el movimiento real del criostato.

5 En referencia a la Fig. 24, por ejemplo, la rotación del acelerador puede causar que los carretes 709, 710 se muevan en la dirección de la flecha 735 dentro de sus respectivas cámaras. En respuesta, la posición del criostato 736 puede cambiarse, p. ej., el criostato 736 puede moverse, p. ej., en la dirección de la flecha 737 (p. ej., en la dirección opuesta en una cantidad opuesta). Este movimiento causa que un movimiento correspondiente del carrito 709, 710, de ese modo, lleve a los carretes 709, 710 de regreso a su posición original en la alineación adecuada con respecto al regenerador.

#### Acelerador de partículas de energía variable

10 El acelerador de partículas usado en el ejemplo de sistemas de terapia de partículas descrito en la presente memoria puede ser un acelerador de partículas de energía variable.

15 La energía del haz de partículas extraído (el haz de partículas que sale del acelerador) puede afectar el uso del haz de partículas durante el tratamiento. En algunas máquinas, la energía del haz de partículas (o las partículas en el haz de partículas) no aumenta después de la extracción. Sin embargo, la energía puede reducirse en base a las necesidades del tratamiento después de la extracción y antes del tratamiento. En referencia a la Fig. 25, un ejemplo de sistema 910 de tratamiento incluye un acelerador 912, p. ej., un sincrociclotrón del que se extrae un haz 914 de partículas (p. ej., protones) con una energía variable para irradiar un volumen 924 objetivo de un cuerpo 922. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, como puede ser una unidad 916 de escaneo o una unidad 918 de dispersión, una o más unidades 918 de vigilancia, y un degradador 920 de energía, se ubican en la dirección 928 de irradiación. Los dispositivos interceptan la sección transversal del haz 914 extraído y alteran una o más propiedades del haz extraído para el tratamiento.

25 Un volumen objetivo a ser irradiado (una irradiación objetivo) por un haz de partículas para el tratamiento, típicamente, tiene una configuración tridimensional. En algunos ejemplos, para realizar el tratamiento, el volumen objetivo se divide en capas en la dirección de la irradiación del haz de partículas de modo que la irradiación puede realizarse en una base de capa por capa. Para determinados tipos de partículas, como puede ser protones, la profundidad de penetración (o qué como puede ser alcanza el haz) dentro del volumen objetivo es, en gran medida, determinado por la energía del haz de partículas. Un haz de partículas de una energía determinada no alcanza sustancialmente más allá de la profundidad de penetración correspondiente para aquella energía. Para mover la irradiación de haz de una capa a otra capa del volumen objetivo, se cambia la energía del haz de partículas.

30 En el ejemplo mostrado en la Fig. 25, el volumen 924 objetivo está dividido en nueve capas 926a-926i en la dirección 928 de irradiación. En un ejemplo de proceso, la irradiación comienza desde la capa 926i más profunda, una capa por vez, gradualmente hasta las capas más superficiales y finaliza con la capa 926a más superficial. Antes de la aplicación al cuerpo 922, la energía del haz 914 de partículas es controlada para estar en un nivel para permitir que el haz de partículas se detenga en una capa deseada, p. ej., la capa 926d, sin penetrar más sustancialmente en el cuerpo o el volumen objetivo, p. ej., las capas 926e-926i o más profundo en el cuerpo. En algunos ejemplos, la energía deseada del haz 914 de partículas disminuye a medida que la capa de tratamiento se vuelve más superficial con respecto al acelerador de partículas. En algunos ejemplos, la diferencia de energía del haz para las capas adyacentes tratantes del volumen 924 objetivo es de aproximadamente 3 MeV a aproximadamente 100 MeV, p.ej., aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV, aunque otras diferencias también pueden ser posibles, según, p. ej., el grosor de las capas y las propiedades del haz.

45 La variación de energía para las diferentes capas tratantes del volumen 924 objetivo puede realizarse en el acelerador 912 (p. ej., el acelerador puede variar la energía) de modo que, en algunas implementaciones, no se requiere energía adicional después de que el haz de partículas es extraído del acelerador 912. Por lo tanto, el degradador 920 de energía opcional en el sistema 10 de tratamiento puede eliminarse del sistema. En algunas implementaciones, el acelerador 912 puede emitir haces de partículas que tienen una energía que varía entre aproximadamente 100 MeV y aproximadamente 300 MeV, p. ej., entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV. La variación puede ser continua o no continua, p. ej., una etapa a la vez. En algunas implementaciones, la variación, continua o no continua, puede suceder en una tasa relativamente alta, p. ej., hasta aproximadamente 50 MeV por segundo o hasta aproximadamente 20 MeV por segundo. La variación no continua puede suceder en una etapa a la vez con un tamaño de etapa de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 90 MeV.

55 Cuando la irradiación se completa en una capa, el acelerador 912 puede variar la energía del haz de partículas para irradiar una segunda capa, p. ej., dentro de varios segundos o dentro de menos de un segundo. En algunas implementaciones, el tratamiento del volumen 924 objetivo puede ser continuo sin interrupción sustancial o incluso sin ninguna interrupción. En algunas situaciones, el tamaño de la etapa de la variación de energía no continua es



seleccionada para que corresponda con la diferencia de energía necesaria para irradiar dos capas adyacentes de volumen 924 objetivo. Por ejemplo, el tamaño de la etapa puede ser el mismo que, o una fracción de, la diferencia de energía.

5 En algunas implementaciones, el acelerador 912 y el degradador 920 varían colectivamente la energía del haz 914. por ejemplo, el acelerador 912 proporciona un ajuste grueso y el degradador 920 proporciona un ajuste delgado o viceversa. En este ejemplo, el acelerador 912 puede emitir el haz de partículas que varía energía con una etapa de variación de aproximadamente 10-80 MeV, y el degradador 920 ajusta (p. Ej., reduce) la energía del haz en una etapa de variación de aproximadamente 2-10 MeV.

10 El uso reducido (o ausencia) del degradador de energía, que puede incluir transformadores de intervalo, ayuda a mantener las propiedades y la calidad del haz emitido del acelerador, p. ej., la intensidad del haz. El control del haz de partículas puede realizarse en el acelerador. Los efectos adversos, p. ej., de los neutrones generados cuando el haz de partículas pasa por el degradador 920 pueden reducirse o eliminarse.

15 La energía del haz 914 de partículas puede ajustarse para tratar otro volumen 930 objetivo en otro cuerpo o en la parte 922' del cuerpo después de completar el tratamiento en el volumen 924 objetivo. Los volúmenes 924, 930 objetivo pueden estar en el mismo cuerpo (o paciente) o pueden pertenecer a diferentes pacientes. Es posible que la profundidad D del volumen 930 objetivo de una superficie de cuerpo 922' sea diferente de aquella del volumen 924 objetivo. A pesar de que el ajuste de la energía puede realizarse por el degradador 920, el degradador 912 solo puede reducir la energía del haz y no aumentar la energía del haz.

20 A este respecto, en algunos casos, la energía del haz requerida para el tratamiento del volumen 930 objetivo es mayor que la energía del haz requerida para tratar el volumen 924 objetivo. En los casos de este tipo, el acelerador 912 puede aumentar la emisión de energía del haz después de tratar el volumen 924 objetivo y antes de tratar el volumen 930 objetivo. En otros casos, la energía del haz requerida para el tratamiento del volumen 930 objetivo es menor que la energía del haz requerida para tratar el volumen 924 objetivo. Aunque el degradador 920 puede reducir la energía, el acelerador 912 puede ser ajustado para emitir una energía de haz inferior para reducir o eliminar el uso del degradador 920. La división de los volúmenes 924, 930 objetivo en capas puede ser diferente o igual. Y el volumen 930 objetivo puede ser tratado de manera similar en una base de capa por capa al tratamiento del volumen 924 objetivo.

30 El tratamiento de los volúmenes 924, 930 objetivo en el mismo paciente puede ser sustancialmente continuo, p. ej., con un tiempo tope entre los dos volúmenes que no supere aproximadamente los 30 minutos o menos, p. ej., 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 la presente memoria, el acelerador 912 puede ser montado en una carcasa móvil y el movimiento de la carcasa puede mover el acelerador para apuntar a diferentes volúmenes objetivos. En algunas situaciones, el acelerador 912 puede completar el ajuste de energía de la emisión del haz 914 durante el momento en que el sistema de tratamiento hace el ajuste (como puede ser mover la carcasa) después de completar el tratamiento del volumen 924 objetivo y antes de iniciar el tratamiento del volumen 930 objetivo. Después de que se realiza la alineación del acelerador y el volumen 930 objetivo, el tratamiento puede comenzar con la energía del haz ajustada y deseada. El ajuste de la energía del haz para diferentes pacientes también puede completarse de forma relativamente eficiente. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluido el aumento/la reducción de la energía del haz y/o el movimiento de la carcasa se realizan dentro de aproximadamente 30 minutos, p. ej., dentro de aproximadamente 25 minutos, dentro de aproximadamente 20 minutos, dentro de aproximadamente 15 minutos, dentro de aproximadamente 10 minutos o dentro de aproximadamente 5 minutos.

45 En la misma capa de un volumen objetivo, una dosis de irradiación se aplica al mover el haz en la superficie bidimensional de la capa (que, a veces, se denomina haz de escaneo) mediante el uso de una unidad 916 de escaneo. Alternativamente, la capa puede ser irradiada al pasar el haz extraído por uno o más dispersores de la unidad 16 de dispersión (que, a veces, se denomina haz de dispersión).

50 Las propiedades del haz, como puede ser la energía y la intensidad, pueden seleccionarse antes de un tratamiento o pueden ajustarse durante el tratamiento mediante el control del acelerador 912 y/o otros dispositivos, como puede ser la unidad de escaneo/dispersor(es) 916, el degradador 920 y otros que no se muestran en las figuras. En este ejemplo de implementación, como en el ejemplo de implementaciones descrito anteriormente, el sistema 910 incluye un controlador 932, como puede ser un ordenador, en comunicación con uno o más dispositivos en el sistema. El control puede basarse en los resultados de la vigilancia realizada por uno o más monitores 918, p. ej., vigilar la intensidad del haz, la dosis, la ubicación del haz en el volumen objetivo, etc. Aunque los monitores 918 se muestran entre el dispositivo 916 y el degradador 920, uno o más monitores puede ubicarse en otras ubicaciones adecuadas en el pasaje de irradiación del haz. El controlador 932 también puede almacenar un plan de tratamiento para uno o más volúmenes objetivos (para el mismo paciente y/o diferentes pacientes). El plan de tratamiento puede determinarse antes de que inicie el tratamiento y puede incluir parámetros, como puede ser la dimensión del

volumen objetivo, la cantidad de capas de irradiación, la dosis de irradiación para cada capa, la cantidad de veces que cada capa es irradiada, etc. El ajuste de una propiedad del haz dentro del sistema 910 puede realizarse en base al plan de tratamiento. El ajuste adicional puede realizarse durante el tratamiento, p. ej., cuando se detecta la desviación del plan de tratamiento.

5 En algunas implementaciones, el acelerador 912 está configurado para variar la energía de la emisión del haz de partículas al variar el campo magnético en el que se acelera el haz de partículas. En un ejemplo de implementación, uno o más conjuntos de carretes reciben la corriente eléctrica variable para producir un campo magnético variable en la cavidad. En algunos ejemplos, un conjunto de carretes recibe una corriente eléctrica fija, mientras que uno o más conjuntos de carretes reciben una corriente variable de modo que la corriente total recibida por el conjunto de carretes varía. En algunas implementaciones, todos los carretes son superconductores. En otras implementaciones, algunos conjuntos de carretes, como puede ser el conjunto para la corriente eléctrica fija, son superconductores, mientras que otros conjuntos de carretes, como puede ser el uno o más conjuntos para la corriente variable, no son superconductores. En algunos ejemplos, todos los conjuntos de carretes no son superconductores.

15 Generalmente, la magnitud del campo magnético es escalable con la magnitud de la corriente eléctrica. Ajustar la corriente eléctrica total de los carretes en un intervalo predeterminado puede generar un campo magnético que varía en un intervalo correspondiente, determinado. En algunos ejemplos, un ajuste continuo de la corriente eléctrica puede conducir a una variación continua del campo magnético y una variación continua de la emisión de energía del haz. Alternativamente, cuando la corriente eléctrica aplicada a los carretes es ajustada en una manera no continua, gradual, el campo magnético y la emisión de energía del haz también varían por consiguiente en una manera no continua (gradual). La escala del campo magnético a la corriente puede permitir que la variación de la energía del haz se realice de forma relativamente precisa, aunque, a veces, puede realizarse un ajuste menor distinto al ingreso de corriente.

25 En algunas implementaciones, para emitir el haz de partículas con energía variable, el acelerador 912 se configura para aplicar tensiones de RF que barren sobre diferentes intervalos de frecuencias, donde cada intervalo corresponde a una emisión diferente de energía del haz. Por ejemplo, si el acelerador 912 está configurado para producir tres emisiones diferentes de energías del haz, la tensión de RF puede barrer sobre tres intervalos de frecuencias diferentes. En otro ejemplo, en correspondencia a las variaciones continuas de energía del haz, la tensión de RF barre sobre los intervalos de frecuencia que cambian de forma continua. Los diferentes intervalos de frecuencia pueden tener diferentes límites inferiores de frecuencia y/o superiores de frecuencia.

30 El canal de extracción puede configurarse para alojar el intervalo de diferentes energías producidas por el acelerador de partículas de energía variable. Los haces de partículas que tienen diferentes energías pueden extraerse del acelerador 912 sin alterar las características del regenerador que es usado para extraer los haces de partículas que tienen una sola energía. En otras implementaciones, para alojar la energía variable de partículas, el regenerador puede moverse para alterar (p. ej., cambiar) diferentes órbitas de partículas en la manera descrita anteriormente y/o pueden agregarse o eliminarse vástagos de hierro (cuñas magnéticas) para cambiar el choque de campo magnético proporcionado por el regenerador. Más específicamente, diferentes energías de partículas típicamente estarán en órbitas de partículas diferentes dentro de la cavidad. Al mover el regenerador en la manera descrita en la presente memoria, es posible interceptar una órbita de partícula en una energía especificada y, de ese modo, se proporciona la perturbación correcta de aquella órbita de modo que las partículas en la energía especificada alcanzan el canal de extracción. En algunas implementaciones, el movimiento del regenerador (y/o la adición/eliminación de las cuñas magnéticas) se realiza en tiempo real para ajustarse a los cambios en tiempo real en la emisión de energía del haz de partículas por el acelerador. En otras implementaciones, la energía de partículas se ajusta en una base pretratamiento, y el movimiento del regenerador (y/o la adición/eliminación de las cuñas magnéticas) se realiza con antelación al tratamiento. En cualquiera de los casos, el movimiento del regenerador (y/o la adición/eliminación de las cuñas magnéticas) puede ser controlado por ordenador. Por ejemplo, un ordenador puede controlar uno o más motores que afectan el movimiento del regenerador y/o las cuñas magnéticas.

En algunas implementaciones, el regenerador es implementado mediante el uso de una o más cuñas magnéticas que son controlables para moverse a la ubicación(es) adecuada.

50 En algunas implementaciones, la estructura 715 (descrito anteriormente) es controlada para alojar las diferentes energías producidas por el acelerador de partículas. Por ejemplo, la estructura 715 puede ser rotada de modo que un grosor adecuado intercepta un haz de partículas que tiene una energía particular. Así, la estructura 715 absorbe, al menos, parte de la energía del haz de partículas, que permite que el haz de partículas atraviese el canal de extracción, como se describe anteriormente.

55 Como un ejemplo, la tabla 1 muestra tres ejemplos de niveles de energía en el que el ejemplo de acelerador 912 puede emitir haces de partículas. También están enumerados los parámetros correspondientes para producir los tres niveles de energía. A este respecto, la corriente magnética se refiere a la corriente eléctrica total aplicada al uno

o más conjuntos de carretes en el acelerador 912; las frecuencias máximas y mínimas definen los intervalos en los que barre la tensión de RF; y “r” es la distancia radial de una ubicación a un centro de la cavidad en donde están las partículas.

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

Energía del haz (MeV)	Corriente magnética (Amps)	Frecuencia máxima (MHz)	Frecuencia mínima (MHz)	Campo magnético en r=0 mm (Tesla)	Campo magnético en 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

5 Los detalles que pueden incluirse en un ejemplo de acelerador de partículas que produce partículas cargadas con energías variables se describen a continuación. El acelerador puede ser un sincrociclotrón y las partículas pueden ser protones. Las partículas salen como haces pulsados. La energía del haz emitido del acelerador de partículas puede variar durante el tratamiento de un volumen objetivo en un paciente, o entre tratamientos de diferentes volúmenes objetivos del mismo paciente de pacientes diferentes. En algunas implementaciones, la configuración del acelerador se cambia para variar la energía del haz cuando ningún haz (o partículas) es emitido del acelerador. La variación de energía puede ser continua o no continua en un intervalo deseado.

10 En referencia al ejemplo mostrado en la Fig. 1, el acelerador de partículas (sincrociclotrón 502), que puede ser un acelerador de partículas de energía variable como el acelerador 912 descrito anteriormente, puede ser configurado para los haces de partículas que tienen una energía variable. El intervalo de energía variable puede tener un límite superior que es de aproximadamente 200 MeV a aproximadamente 300 MeV o mayor, p. ej., 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 mayor. El intervalo también puede tener un límite inferior que es de aproximadamente 100 MeV o menor a aproximadamente 200 MeV o mayor, p. ej., 100 MeV o menor, 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.

15 En algunos ejemplos, la variación no es continua y la etapa de variación puede tener un tamaño de aproximadamente 10 MeV o menor, 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 mayor. Variar la energía en un tamaño de etapa puede demorar no más de 30 minutos, p. ej., aproximadamente 25 minutos o menos, aproximadamente 20 minutos o menos, aproximadamente 15 minutos o menos, aproximadamente 10 minutos o menos, aproximadamente 5 minutos o menos, aproximadamente 1 minuto o menos o aproximadamente 30 segundos o menos. En otros ejemplos, la variación es continua y el acelerador puede ajustar la energía del haz de partículas en una tasa relativamente alta, p. ej., hasta aproximadamente 50 MeV por segundo, hasta aproximadamente 45 MeV por segundo, hasta aproximadamente 40 MeV, hasta aproximadamente 35 MeV por segundo, hasta aproximadamente 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 puede usarse en un tratamiento de un volumen objetivo o en tratamientos de diferentes volúmenes objetivos. Puede lograrse la planificación de un tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

20 Un acelerador de partículas que emite un haz de partículas con una energía variable puede proporcionar precisión en el tratamiento de irradiación y reducir la cantidad de dispositivos adicionales (distintos al acelerador) usados para el tratamiento. Por ejemplo, el uso de degradadores para cambiar la energía de una emisión de haz de partículas puede reducirse o eliminarse. Las propiedades del haz de partículas, como puede ser intensidad, foco, etc., pueden ser controladas en el acelerador de partículas y el haz de partículas puede alcanzar el volumen objetivo sin

perturbación sustancial de los dispositivos adicionales. La tasa de variación relativamente alta de la energía del haz puede reducir el tiempo de tratamiento y permitir el uso eficiente del sistema de tratamiento.

En algunas implementaciones, el acelerador, como puede ser el sincrociclotrón 502 de la Fig. 1, acelera las partículas o los haces de partículas a niveles de energía variables mediante la variación del campo magnético en el acelerador, que puede lograrse mediante la variación de la corriente eléctrica aplicada a los carretes para generar el campo magnético. Como se muestra en las Fig. 3, 4, 5, 6 y 7, el ejemplo de sincrociclotrón 10 (502 en la Fig. 1) incluye un sistema magnético que contiene una fuente 90 de partículas, un sistema 91 de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema 38 de extracción de haz. La Fig. 28 un ejemplo de sistema magnético que puede usarse en un acelerador de energía variable. En este ejemplo de implementación, el campo magnético establecido por el sistema magnético 1012 puede variar en aproximadamente 5% a aproximadamente 35% de un valor máximo del campo magnético que pueden generar dos conjuntos de carretes 40a y 40b, y 42a y 42b. El campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma adecuada para mantener el foco de un haz de protones contenido mediante el uso de una combinación de dos conjuntos de carretes y un par de estructuras ferromagnéticas (p. ej., acero con bajo contenido de carbón) moldeados, cuyos ejemplos se proporcionaron anteriormente.

Cada conjunto de carretes puede ser un par separa de carretes anulares para recibir corriente eléctrica. En algunas situaciones, ambos conjuntos de carretes son superconductores. En otras situaciones, solo un conjunto de los carretes es superconductor y el otro conjunto no es superconductor o conductor normal (también se comenta a continuación). También es posible que ambos conjuntos de carretes no sean superconductores. Los materiales de superconducción adecuados para usar en los carretes incluyen niobio\_3 estaño (Nb3Sn) y/o niobio-titanio. Otros materiales conductores normales pueden incluir el cobre. Ejemplos de construcciones de conjuntos de carretes se describen a continuación.

Los dos conjuntos de carretes pueden ser conectados de forma eléctrica seriamente o en paralelo. En algunas implementaciones, la corriente eléctrica total recibida por los dos conjuntos de carretes puede incluir aproximadamente 2 millones de amperios vuelta a aproximadamente 10 millones de amperios vuelta, p. ej., aproximadamente 2,5 a aproximadamente 7,5 millones de amperios vuelta o aproximadamente 3,75 millones de amperios vuelta a aproximadamente 5 millones de amperios vuelta. En algunos ejemplos, un conjunto de carretes está configurado para recibir una porción fija (constante) de corriente eléctrica variable total, mientras que el otro conjunto de carretes está configurado para recibir una porción variable de la corriente eléctrica total. La corriente eléctrica total de los dos conjuntos de carretes varía con la variación de la corriente en un conjunto de carretes. En otras situaciones, la corriente eléctrica aplicada a ambos conjuntos de carretes puede variar. La corriente total variable en los dos conjuntos de carretes puede generar un campo magnético con una magnitud variable, que, a su vez, varía las vías de aceleración de las partículas y produce partículas que tienen energía variable.

Generalmente, la magnitud del campo magnético generado por el(los) carrete(s) es escalable a la magnitud de la corriente eléctrica total aplicada al (los) carrete(s). En base a la escalabilidad, en algunas implementaciones, la variación lineal de la resistencia del campo magnético puede lograrse mediante cambio lineal de la corriente total de los conjuntos de carretes. La corriente total puede ajustarse a una tasa relativamente alta que conduce a un ajuste de tasa relativamente alta del campo magnético y la energía del haz.

En el ejemplo reflejado en la Tabla 1 anterior, la relación entre los valores de la corriente y el campo magnético en el centro geométrico de los aros del carrete es: 1990:8,7 (aproximadamente 228,7:1); 1920:8,4 (aproximadamente 228,6:1); 1760:7,9 (aproximadamente 222,8:1). Por consiguiente, ajustar la magnitud de la corriente total aplicada al (los) carrete(s) superconductor(es) puede ajustar proporcionalmente (en base a la relación) la magnitud del campo magnético.

La escalabilidad del campo magnético a la corriente eléctrica total en el ejemplo de la Tabla 1 también se muestra en el diagrama de la Fig. 26, en donde BZ es el campo magnético en la dirección Z; y R es la distancia radial de un centro geométrico de los aros del carrete en 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 carretes que reciben una corriente eléctrica total diferente: 1760 amperios y 1990 amperios, respectivamente. Las energías correspondientes de las partículas extraídas son 211 MeV y 250 MeV, respectivamente. Las dos curvas 1035, 1037 tienen sustancialmente la misma forma y las distintas partes de las curvas 1035, 1037 son sustancialmente paralelas. Como resultado, la curva 1035 o la curva 1037 puede cambiar linealmente para coincidir sustancialmente con la otra curva, lo que indica que el campo magnético es escalable a la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de carretes.

En algunas implementaciones, la escalabilidad 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 mostrado en la tabla 1 no es constante. También como se muestra en la Fig. 26, el cambio lineal de una curva puede no coincidir

perfectamente con la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los conjuntos de carretes según la suposición de la estabilidad perfecta. El campo magnético objetivo (según la suposición de la escalabilidad perfecta) puede generarse al alterar adicionalmente las características, p. ej., la geometría, de los carretes para contrarrestar la imperfección de la escalabilidad. Como un ejemplo, los vástagos (cuñas magnéticas) ferromagnéticos (p. ej., hierro) pueden insertarse o eliminarse de una o ambas estructuras magnéticas. Las características de los carretes pueden ser alteradas en una tasa relativamente alta de modo que la tasa del ajuste del campo magnético no es sustancialmente afectada en comparación a la situación en la que la escalabilidad es perfecta y solo la corriente eléctrica necesita ser ajustada. En el ejemplo de los vástagos de hierro, los vástagos pueden agregarse o eliminarse en la escala de tiempo de segundos o minutos, p. ej., dentro de 5 minutos, dentro de 1 minuto, menos de 30 segundos o menos de 1 segundo.

En algunas implementaciones, la configuración del acelerador, como puede ser la corriente aplicada a los conjuntos de carretes, puede elegirse en base a la escalabilidad sustancial del campo magnético a la corriente eléctrica total en los conjuntos de carretes.

Generalmente, para producir la corriente total que varía dentro de un intervalo deseado, puede usarse cualquier combinación de corriente aplicada a los conjuntos de carretes. En un ejemplo, el conjunto de carretes 42a, 42b puede ser configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite inferior del intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, la corriente eléctrica fija es de 1760 amperios. Además, el conjunto de carretes 40a, 40b puede ser configurado para recibir una corriente eléctrica variable con un límite superior correspondiente a una diferencia entre un límite superior y un límite inferior del intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, el conjunto de carretes 40a, 40b está configurado para recibir la corriente eléctrica que varía entre 0 amperios y 230 amperios.

En otro ejemplo, el conjunto de carretes 42a, 42b puede ser configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite superior del intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, la corriente fija es de 1990 amperios. Además, el conjunto de carretes 40a, 40b puede ser configurado para recibir una corriente eléctrica variable con un límite superior correspondiente a una diferencia entre un límite inferior y un límite superior del intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, el conjunto de carretes 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varía 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 superior a 4 Tesla, p. ej., superior a 5 Tesla, superior a 6 Tesla, superior a 7 Tesla, superior a 8 Tesla, superior a 9 Tesla, o superior a 10 Tesla y hasta aproximadamente 20 Tesla o más, p. ej., 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 carretes puede variar el campo magnético en aproximadamente 0,2 Tesla a aproximadamente 4,2 Tesla o más, p. ej., 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.

La Fig. 27 muestra un ejemplo de estructura de RF para barrer la tensión en la placa en D 100 sobre un intervalo de frecuencia de RF para cada nivel de energía del haz de partículas, y para la variación del intervalo de frecuencia cuando la energía del haz de partículas es variada. Las superficies 103, 105 semicirculares de la placa en D 100 están conectadas a un conductor 1300 interno y alojado en un conductor 1302 externo. La tensión alta se aplica a la placa en D 100 de una fuente de alimentación (no se muestra, p. ej., una entrada de tensión oscilante) mediante un dispositivo 1304 de alimentación de acoplado que acopla la fuente de alimentación al conductor interno. En algunas implementaciones, el dispositivo 1304 de acoplado está posicionado en el conductor 1300 para proporcionar transferencia de energía de una fuente de alimentación a la placa en D 100. Además, la placa en D 100 está acoplada a los elementos 1306, 1308 reactivos variables para realizar el barrido de frecuencia de RF para cada nivel de energía de partículas y para cambiar el intervalo de frecuencia de RF para los diferentes niveles de energía de partículas.

El elemento 1306 reactivo variable puede ser un capacitor rotatorio que tiene múltiples cuchillas 1310 rotatorias por un motor (no se muestra). Al engranar o desengranar las cuchillas 1310 durante cada ciclo de barrido de RF, la capacidad de la estructura de RF cambia, lo que, a su vez, cambia la frecuencia resonante de la estructura de RF. En algunas implementaciones, durante cada cuarto de ciclo del motor, las cuchillas 1310 se engranan entre sí. La capacidad de las estructuras de RF aumenta y disminuye la frecuencia resonante. El proceso se invierte a medida que las cuchillas 1310 se desengranan. Como resultado, la energía requerida para generar la tensión alta aplicada a la placa en D 103 y necesaria para acelerar el haz puede reducirse por medio de un gran factor. En algunas implementaciones, la forma de las cuchillas 1310 está mecanizada para formar la dependencia requerida de la frecuencia resonante del tiempo.

La generación de frecuencia de RF está sincronizada con la rotación de la cuchilla al detectar la fase de la tensión de RF en el resonador, y mantener la tensión alternante en las placas en D cerca de la frecuencia resonante de la cavidad de RF. (La de simulada está en la tierra y no se muestra en la Fig. 27)

5 El elemento 1308 reactivo variable puede ser un capacitor formado por una placa 1312 y una superficie 1316 del conductor 1300 interno. La placa 1312 es móvil en una dirección 1314 hacia o lejos de la superficie 1316. La capacidad del capacitor cambia a medida que cambia la distancia D entre la placa 1312 y la superficie 1316. Para cada intervalo de frecuencia a ser barrido por una energía de partícula, la distancia D es un valor establecido, y para cambiar el intervalo de frecuencia, la placa 1312 se mueve en relación con el cambio en la energía de la emisión de haz.

10 En algunas implementaciones, los conductores 1300, 1302 internos y externos están formados de material metálico, como puede ser cobre, aluminio o plata. Las cuchillas 1310 y la placa 1312 también pueden formarse del mismo material metálico o distinto que los conductores 1300, 1302. El dispositivo 1304 de acoplado puede ser un conductor eléctrico. Los elementos 1306, 1308 reactivos variables pueden tener otras formas y puede acoplarse a la placa en D 100 de otras formas para realizar el barrido de frecuencia de RF y la alteración del intervalo de frecuencia. En algunas implementaciones, un solo elemento reactivo variable puede configurarse para realizar las funciones de ambos elementos 1306, 1308 reactivos variables. En otras implementaciones, pueden usarse más de dos elementos reactivos variables.

Cualquiera de las características descritas en la presente memoria puede configurarse para usar con un acelerador de partículas de energía variable, como puede ser aquel descrito anteriormente.

20 Cualquiera de dos implementaciones más de las precedentes puede usarse en una combinación adecuada para afectar la energía de un haz de partículas en el canal de extracción. Del mismo modo, las características individuales de cualquiera de dos implementaciones más de las precedentes pueden usarse en una combinación adecuada para el mismo propósito.

25 Los elementos de diferentes implementaciones descritas en la presente memoria pueden combinarse para formar otras implementaciones que se describieron de forma específica anteriormente. Los elementos pueden omitirse en los procesos, los sistemas, los aparatos, etc., descritos en la presente memoria sin afectar de manera adversa su funcionamiento. Varios elementos separados pueden combinarse en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en la presente memoria.

30 Las implementaciones de ejemplo descritas en la presente memoria no se limitan al uso con el sistema de terapia de partículas o el uso con el ejemplo de sistema de terapia de partículas descrito en la presente memoria. En cambio, el ejemplo de implementaciones puede usarse en cualquier sistema adecuado que dirige partículas aceleradas a una emisión.

35 Puede encontrarse información adicional sobre el diseño de un ejemplo de implementación de un acelerador de partículas que puede usarse en un sistema como se describe en la presente memoria en los documentos U.S. 2007/0171015 A1 titulado *High-Field Superconducting Synchrocyclotron*; U.S. 7,656,258 B1 titulado *Magnet Structure For Particle Acceleration*; y U.S. 2008/0104968 A1 titulado *Cryogenic Vacuum Break Thermal Coupler*.

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

**REIVINDICACIONES**

1. Un acelerador de partículas que comprende:
  - un criostato que comprende un carrito superconductor, el carrito superconductor que conduce una corriente que genera un campo magnético;
  - 5 estructuras magnéticas adyacentes al criostato, el criostato se sujeta a las estructuras magnéticas, las estructuras magnéticas contienen una cavidad;
  - una fuente de partículas para proporcionar una columna de plasma para la cavidad;
  - una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas de la columna de plasma, el campo magnético causa que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad;
  - 10 un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas de la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas de la cavidad; y
  - un actuador que es controlable para mover el criostato con respecto a las estructuras magnéticas.
2. El acelerador de partículas de la reivindicación 1, en donde el acelerador de partículas es rotatorio con respecto a una posición fija; y en donde el acelerador de partículas además comprende un sistema de control para generar una señal de control para controlar el actuador en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas.
3. El acelerador de partículas de la reivindicación 2, en donde el actuador puede ser controlado para controlar el movimiento del criostato con el objeto de compensar los efectos de la gravedad en el carrito superconductor.
4. El acelerador de partículas de la reivindicación 1, que además comprende:
  - 20 un regenerador para ajustar el campo magnético adentro de la cavidad para, de ese modo, cambiar las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas salen al canal de extracción.
5. El acelerador de partículas de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde las estructuras magnéticas son culatas magnéticas que se disponen adyacentes al criostato y definen la cavidad en la que se aceleran las partículas.
- 25 6. El acelerador de partículas de la reivindicación 5, en donde el criostato está configurado para moverse con respecto a las culatas para compensar los movimientos del carrito superconductor.
7. El acelerador de partículas de la reivindicación 6, en donde si el movimiento del carrito superconductor ocurre en una dirección, el criostato es controlado para moverse en la dirección para compensar aquel movimiento y causar que el carrito superconductor sea reposicionado adecuadamente.
- 30 8. El acelerador de partículas de una de las reivindicaciones precedentes, en donde el movimiento del criostato es controlado en base a una posición rotatoria del acelerador de partículas.
9. El acelerador de partículas de una de las reivindicaciones precedentes, en donde uno o más actuadores controlados por ordenador son configurados para afectar el movimiento del criostato.
- 35 10. El acelerador de partículas de una de las reivindicaciones precedentes, en donde cambiar la posición del criostato causa un movimiento correspondiente del carrito superconductor.
11. El acelerador de partículas de la reivindicación 10, en donde el acelerador de partículas está configurado para llevar el carrito superconductor de regreso a una posición original mediante el cambio de la posición del criostato.
12. Un sistema de terapia con protones que comprende:

el acelerador de partículas de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en donde las partículas comprenden protones; y una carcasa en la que se monta el acelerador de partículas, la carcasa es rotatoria con respecto a la posición del paciente;

5 en donde los protones son emitidos esencialmente de forma directa desde el acelerador de partículas a la posición del paciente.

13. El sistema de terapia con protones de la reivindicación 12, en donde un movimiento del criostato está controlado por ordenador mediante un sistema de control que es parte del sistema de terapia con protones.

10 14. El sistema de terapia con protones de la reivindicación 12, que comprende una carcasa en el que se monta el acelerador de partículas, en donde la posición rotatoria del acelerador de partículas es medida como una posición de rotación de la carcasa mencionada.

15. El sistema de terapia con protones de la reivindicación 12 o la reivindicación 14, que comprende un ordenador de sistema de control que comprende varios parámetros medidos empíricamente usados para establecer el movimiento del criostato.





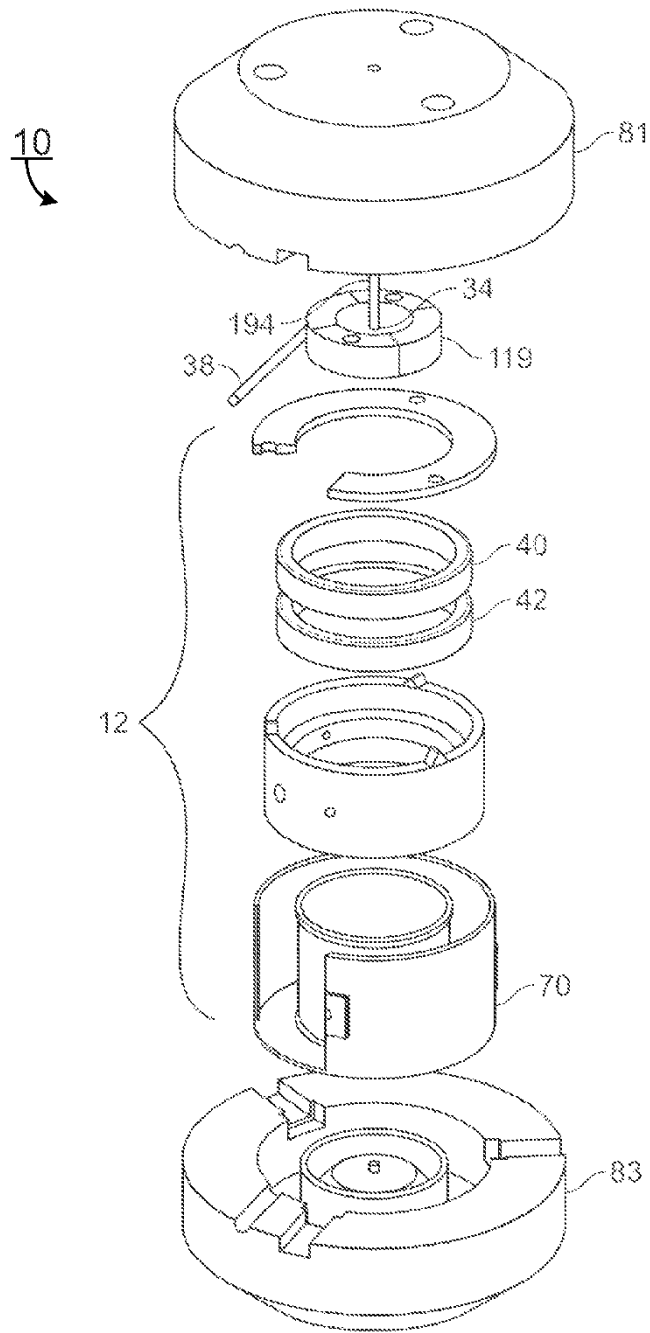


FIG. 2

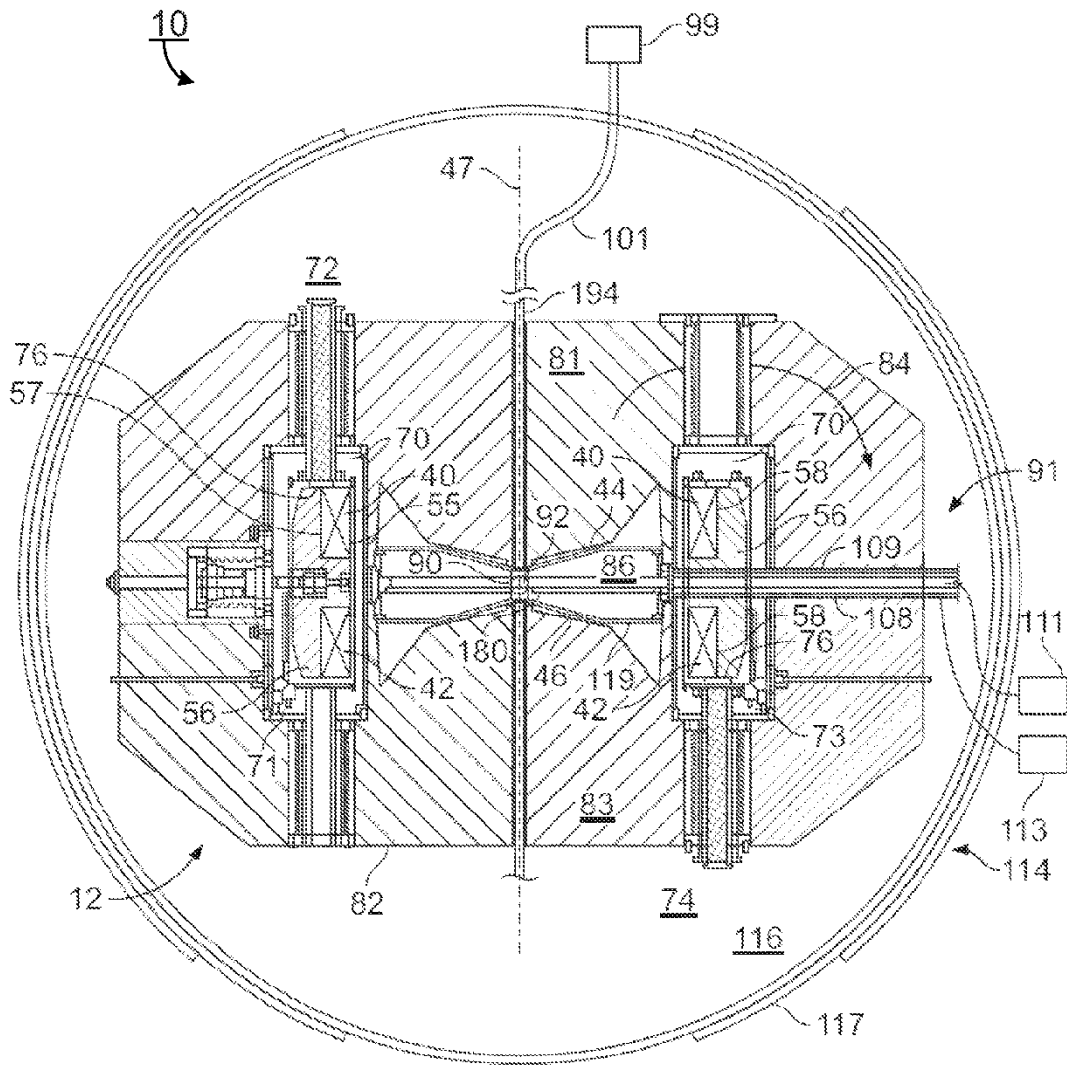
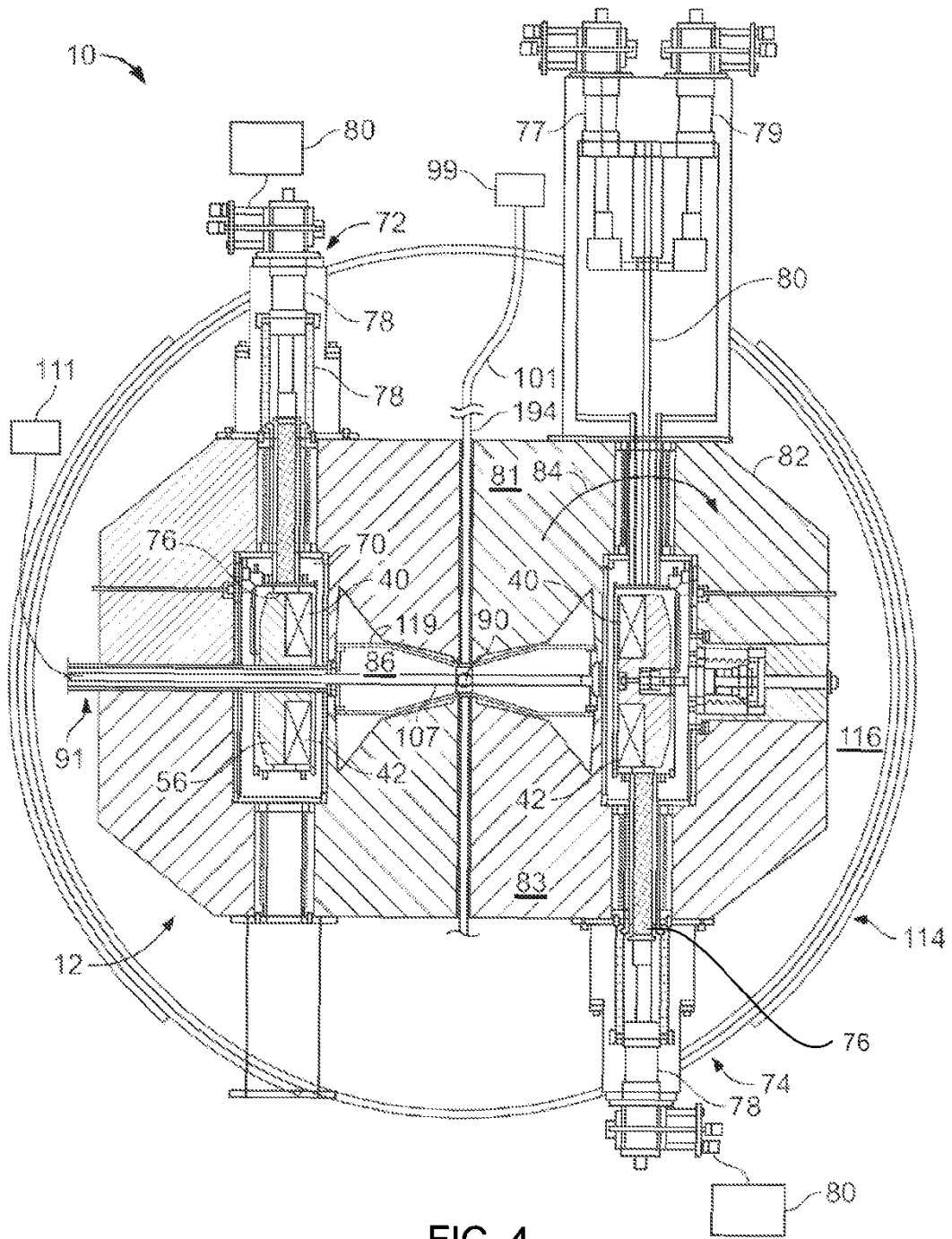


FIG. 3



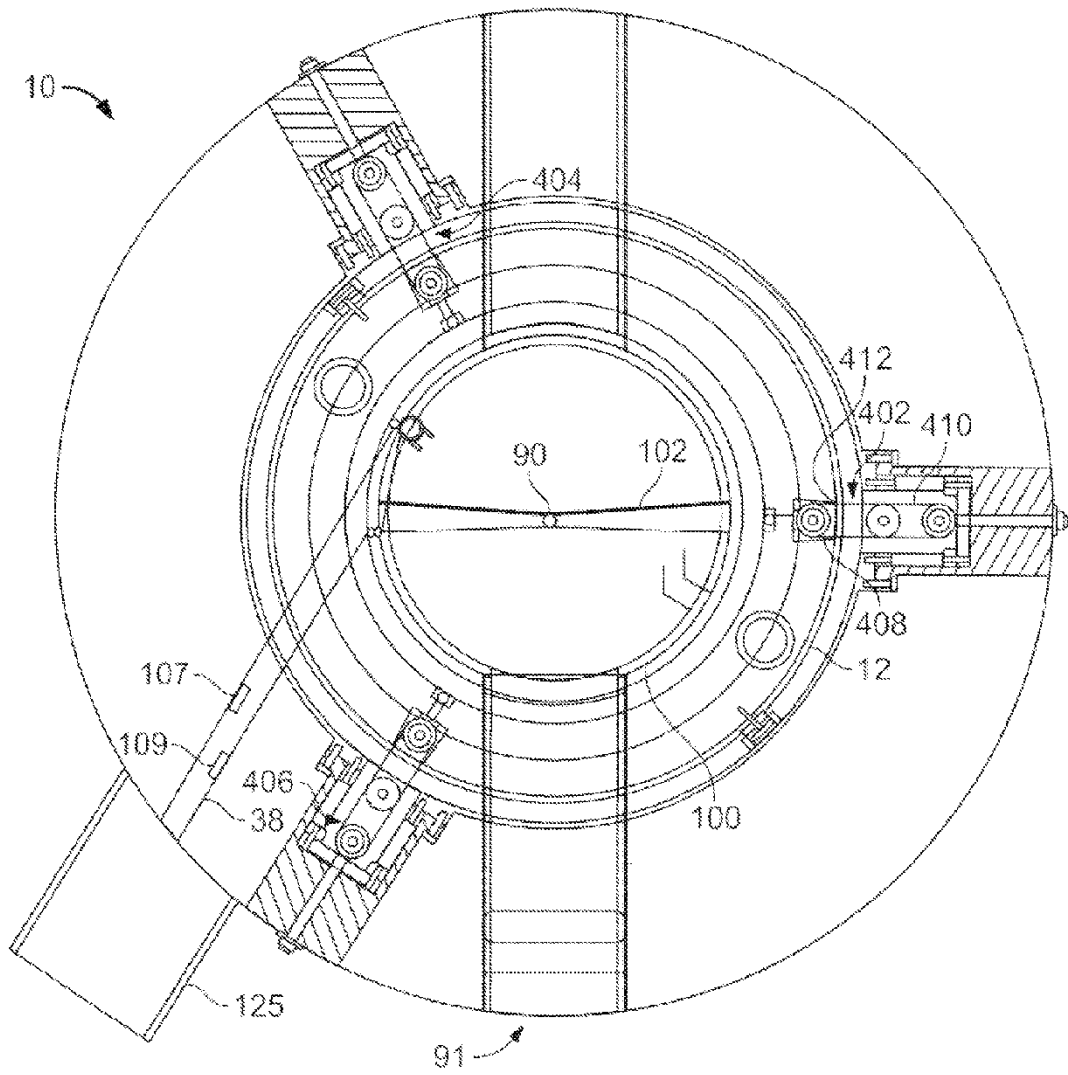


FIG. 5

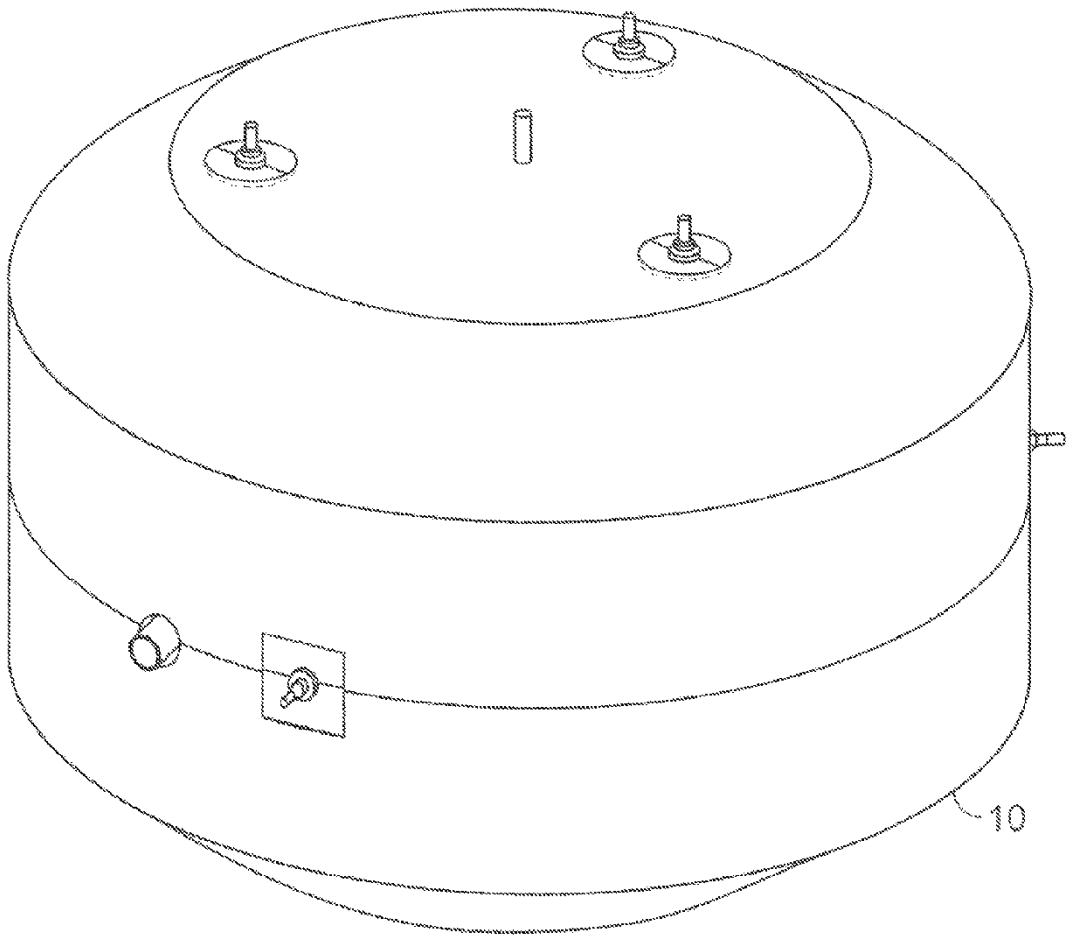


FIG. 6

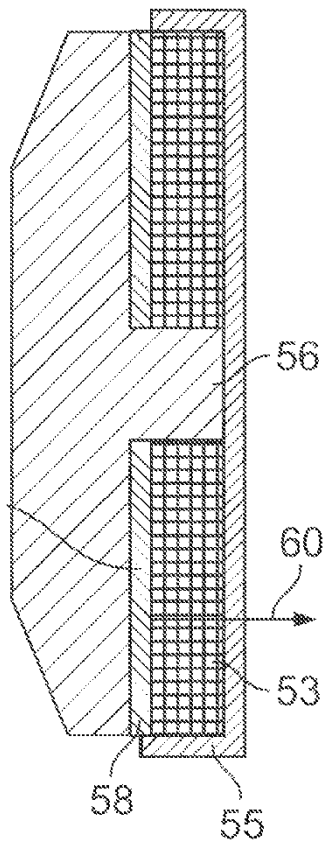


FIG. 7

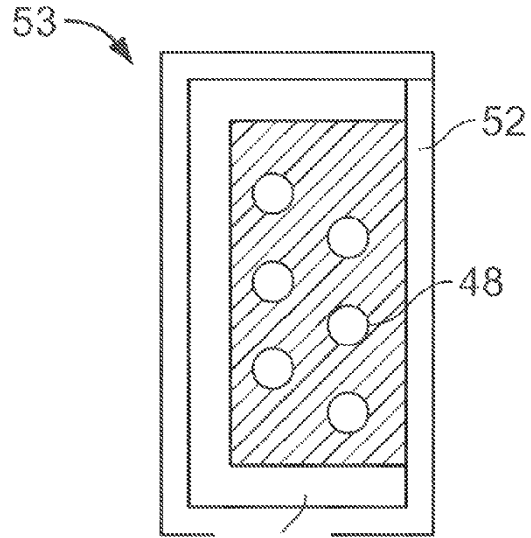


FIG. 8

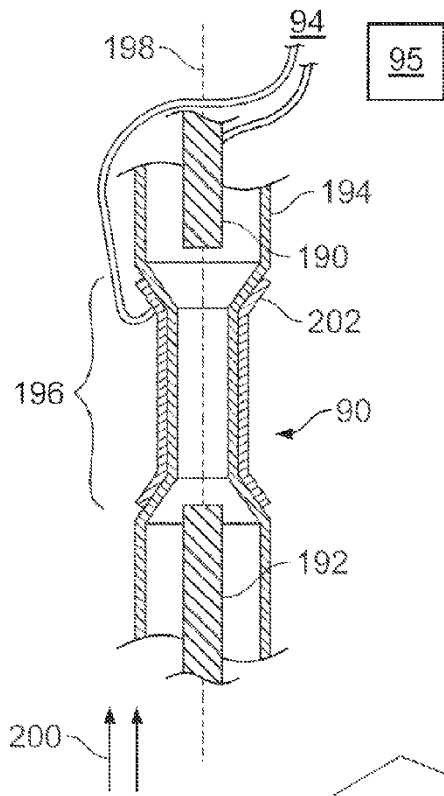


FIG. 9

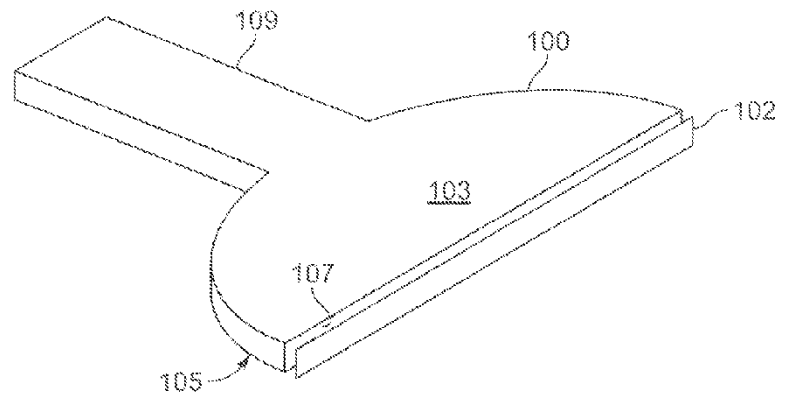


FIG. 10



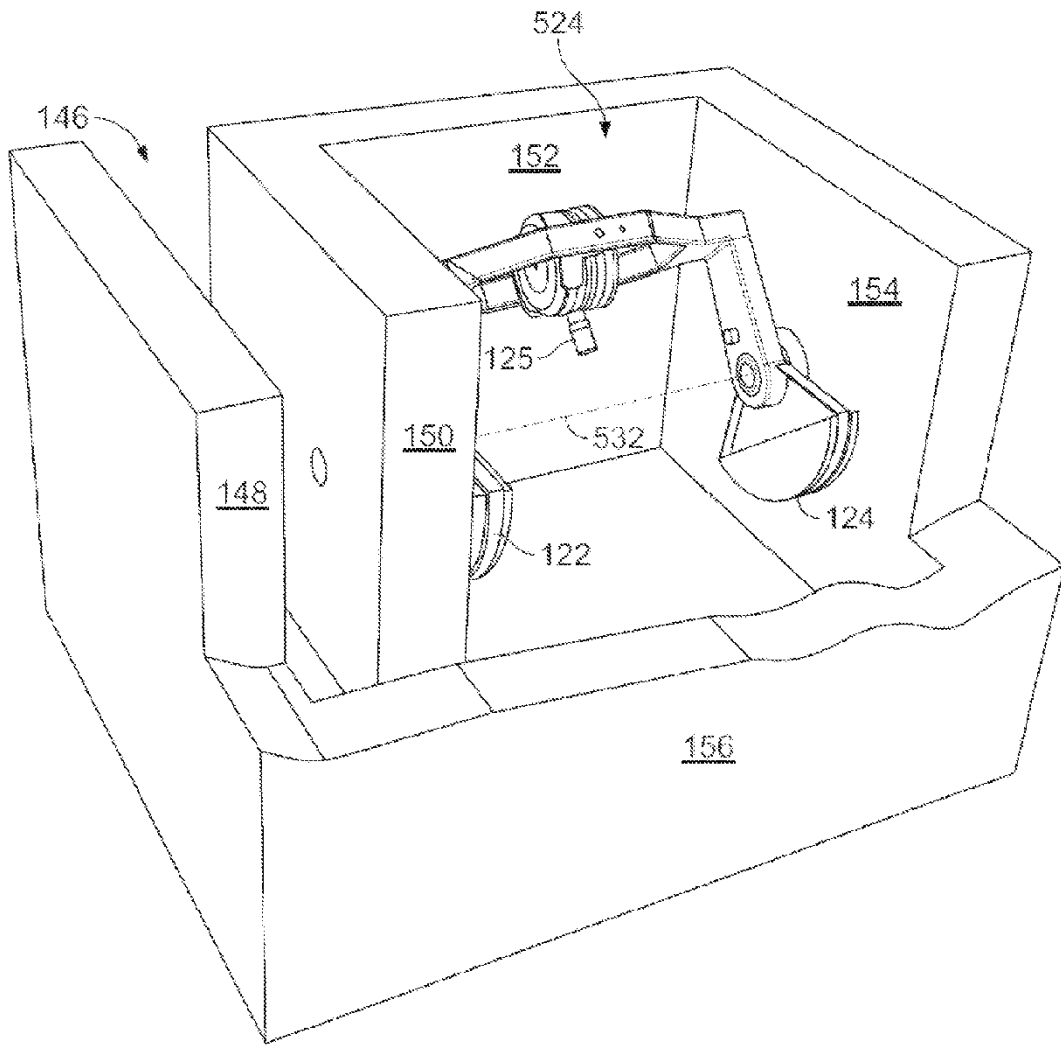


FIG. 11

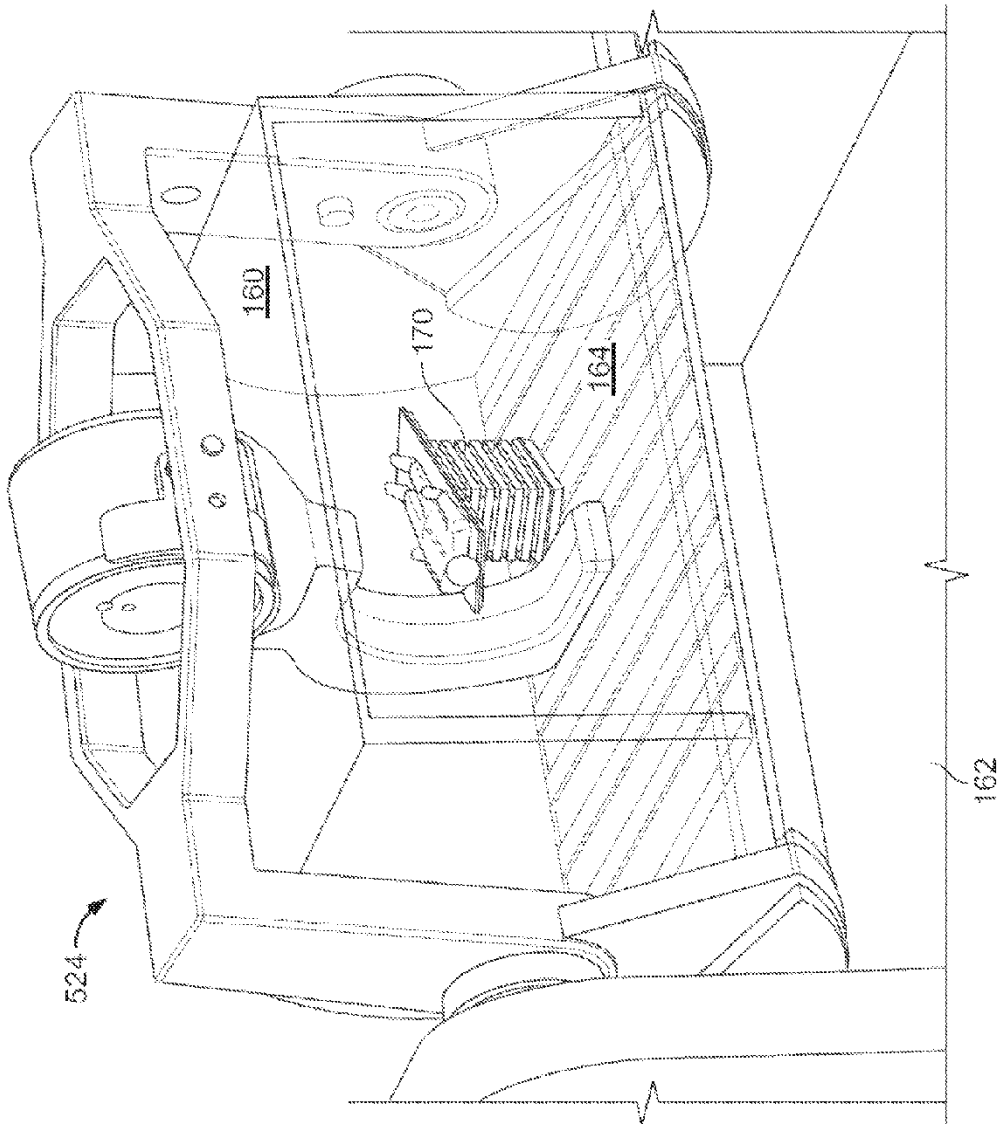


FIG. 12

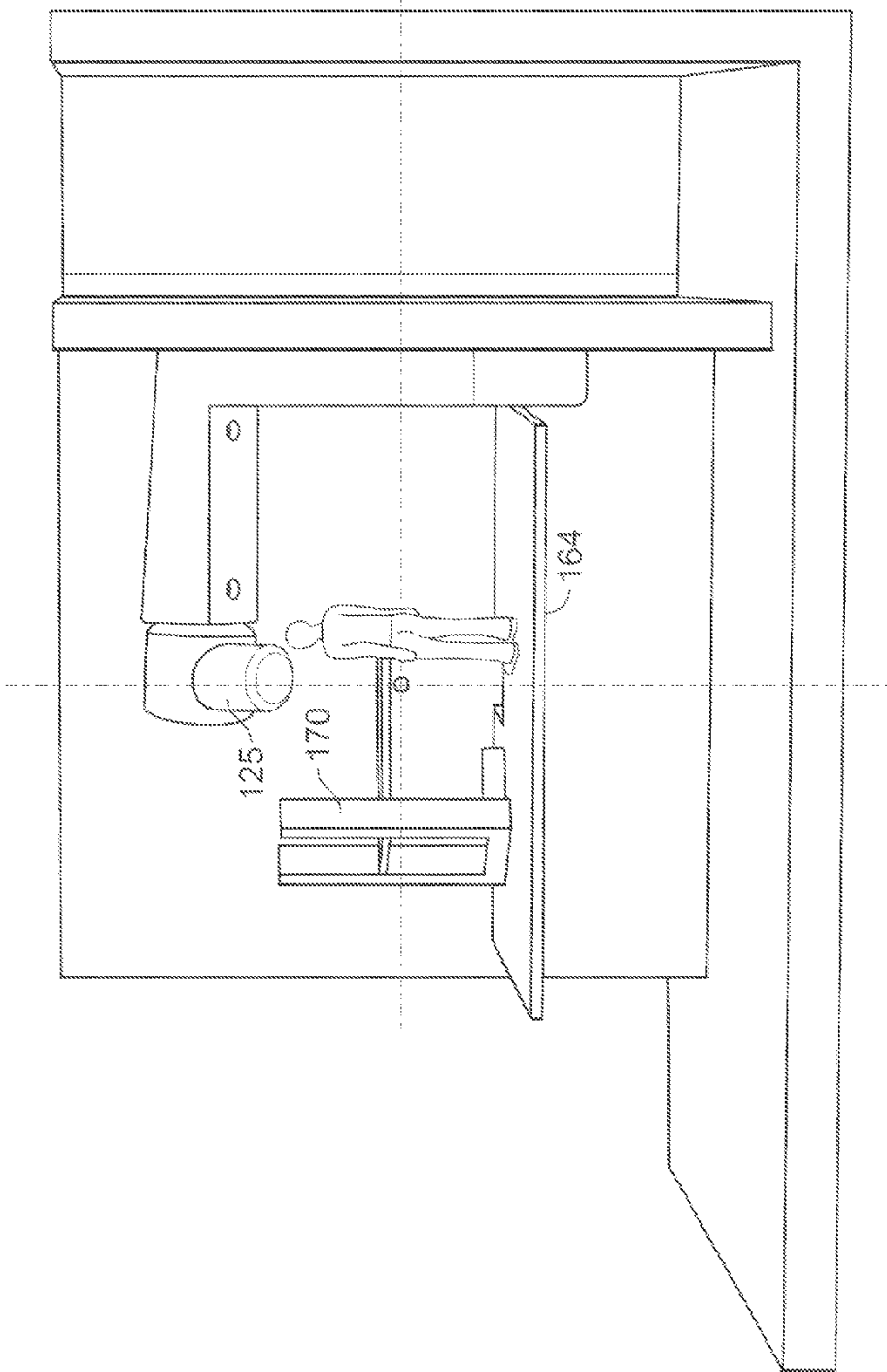


FIG. 13

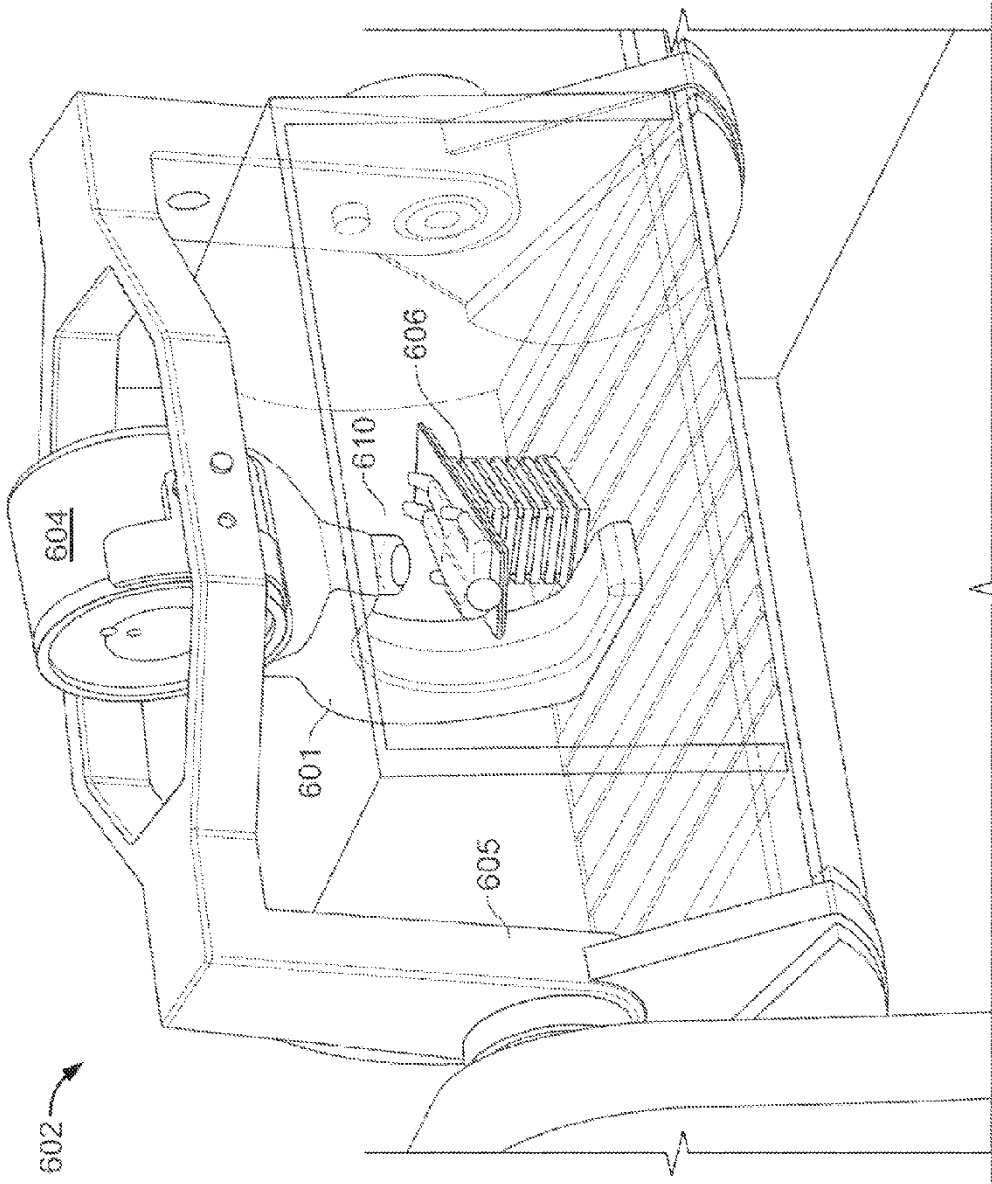


FIG. 14

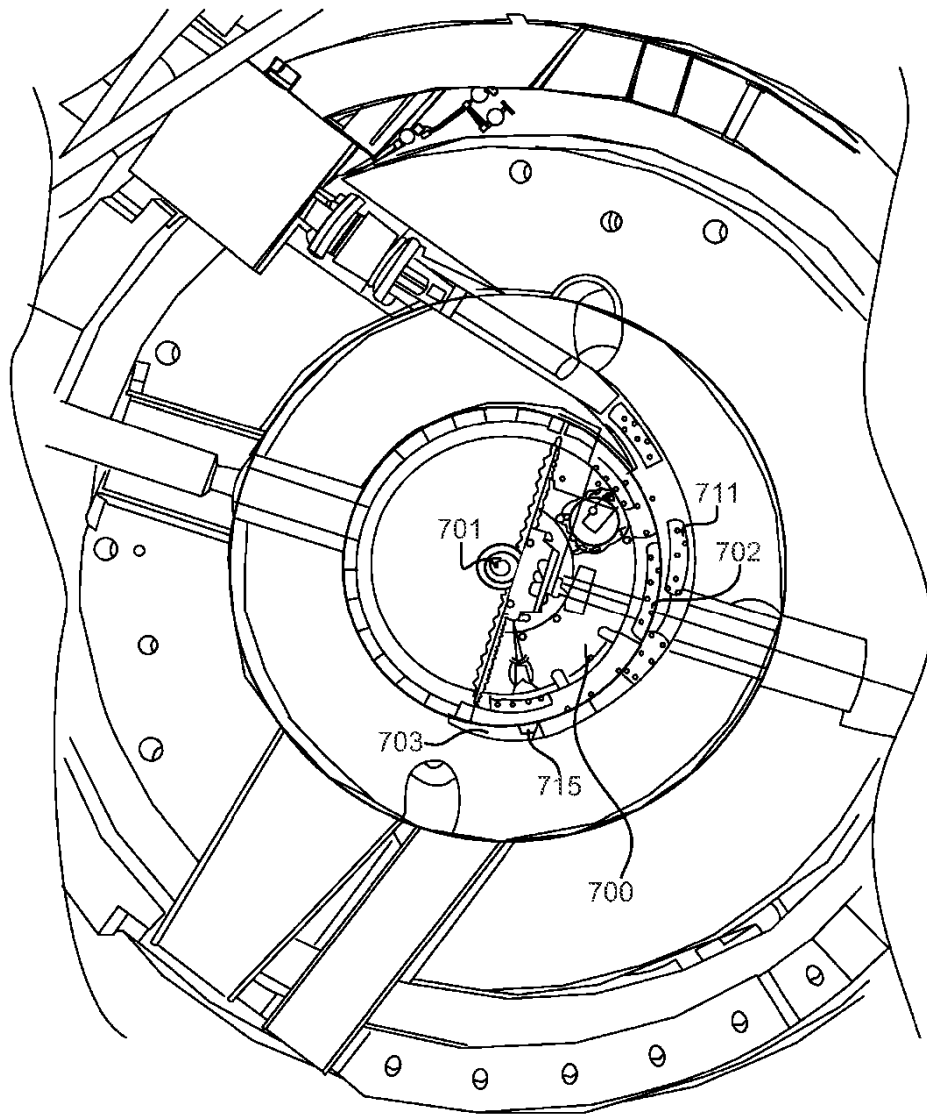


FIG. 15

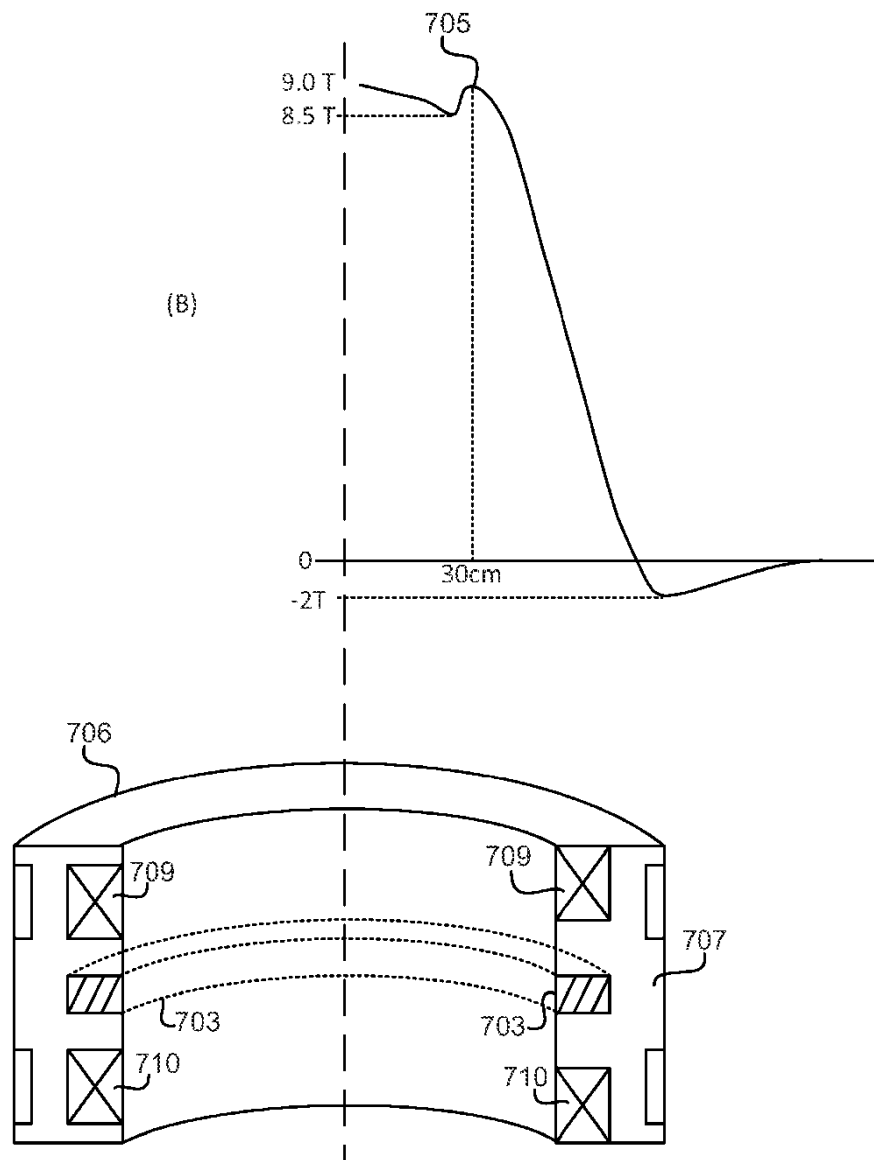


FIG. 16

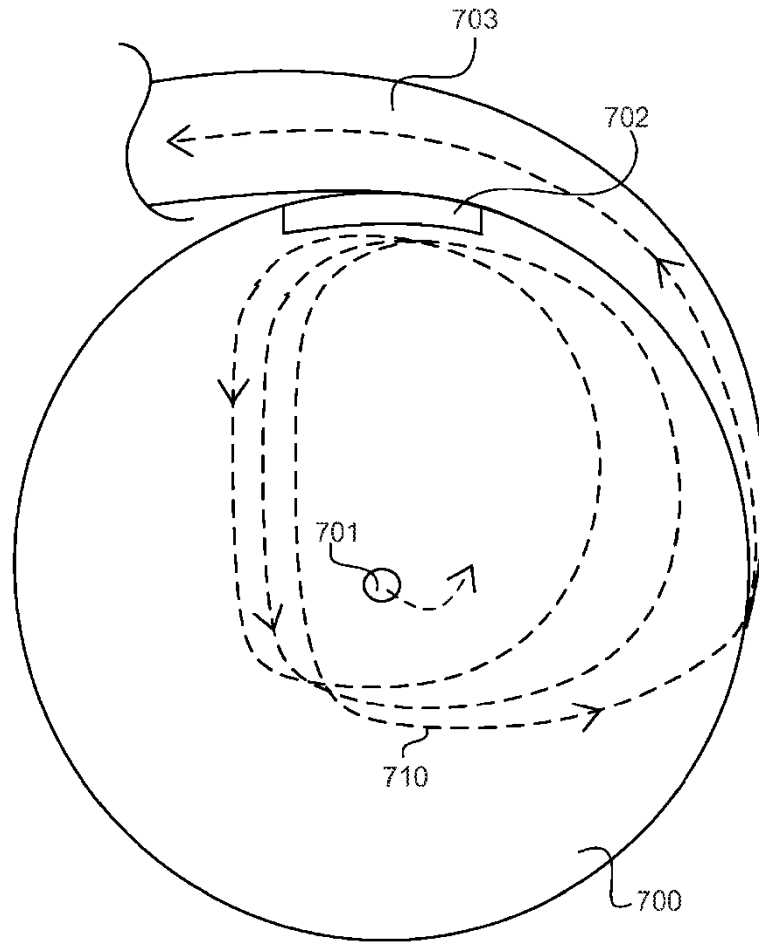


FIG. 17

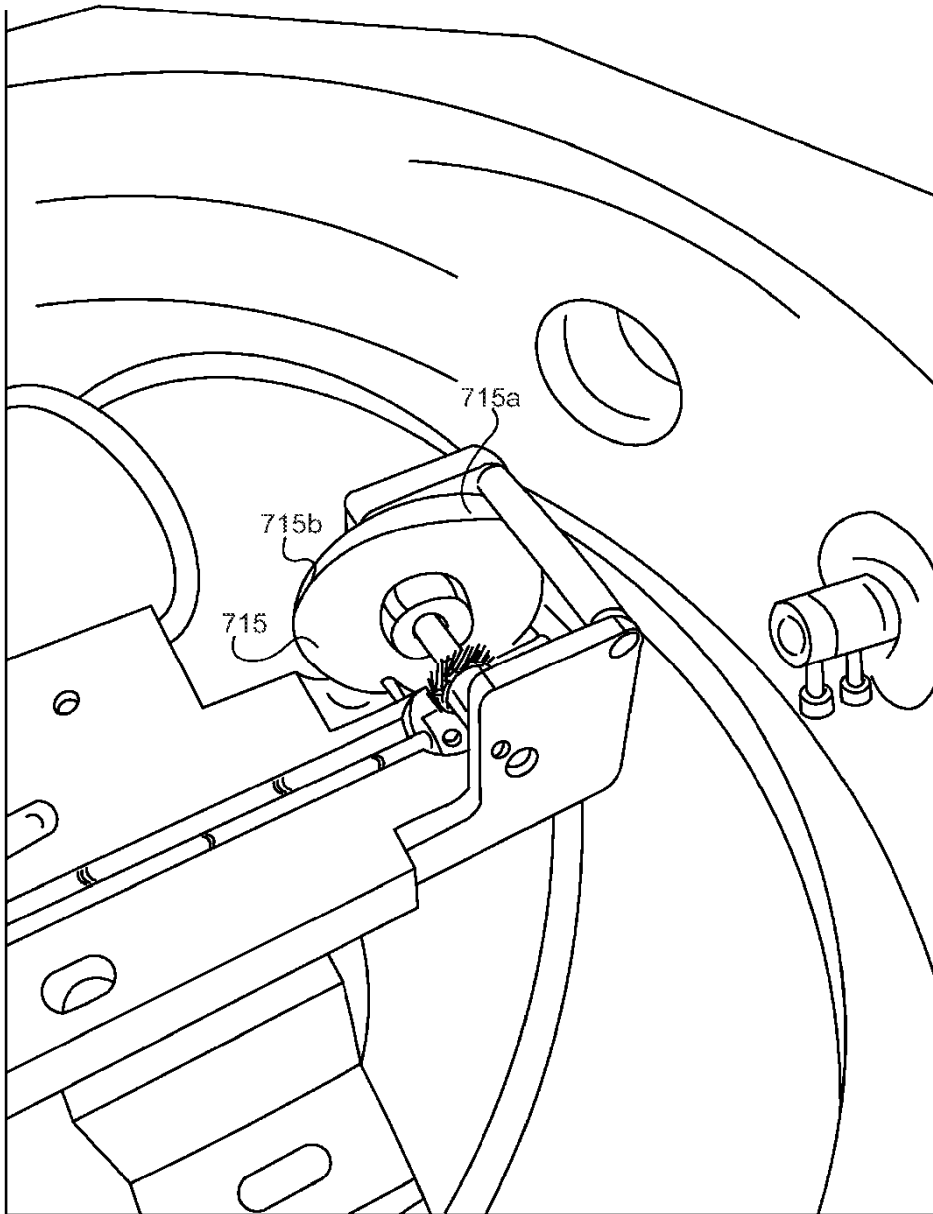


FIG. 18



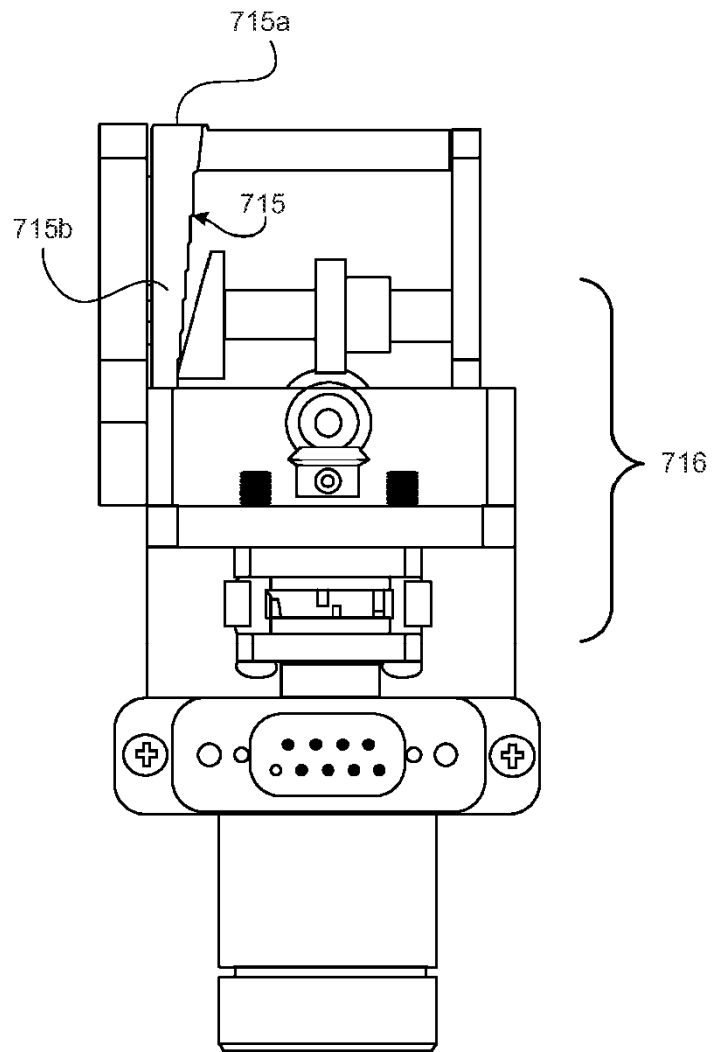


FIG. 18A

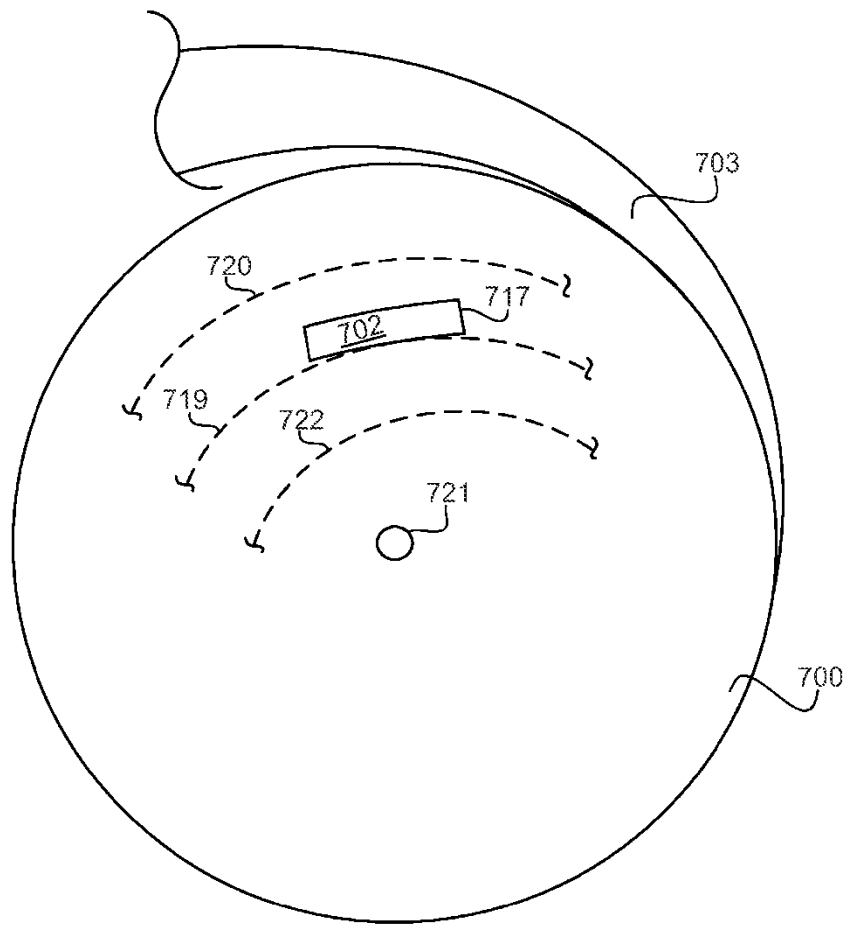


FIG. 19

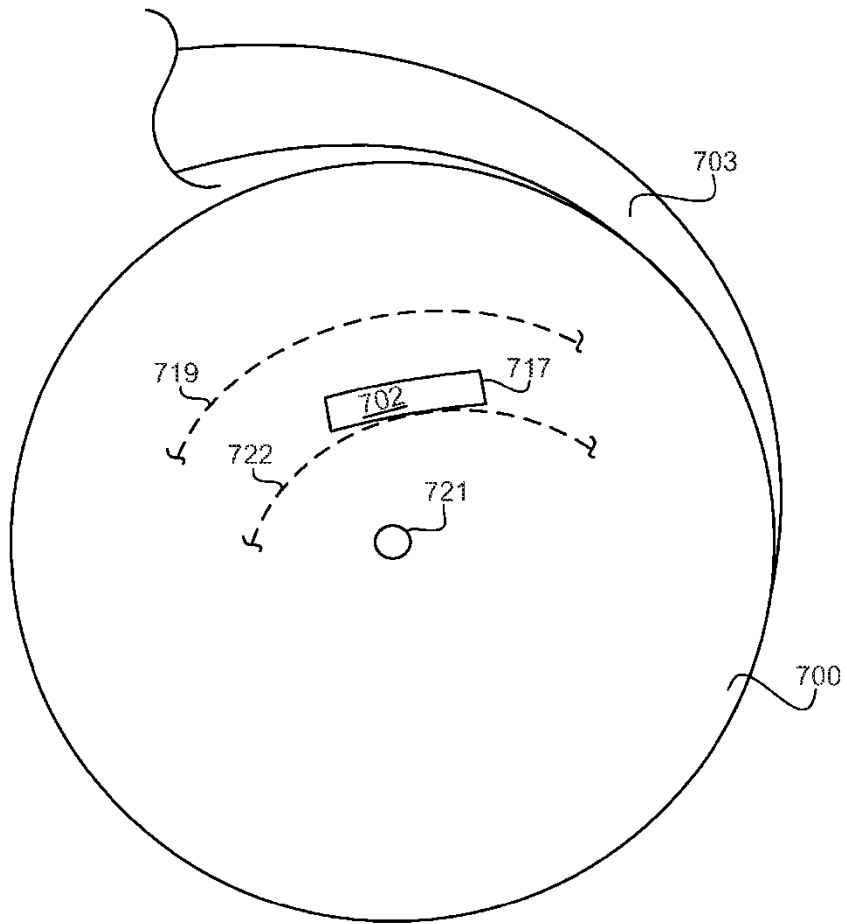


FIG. 20

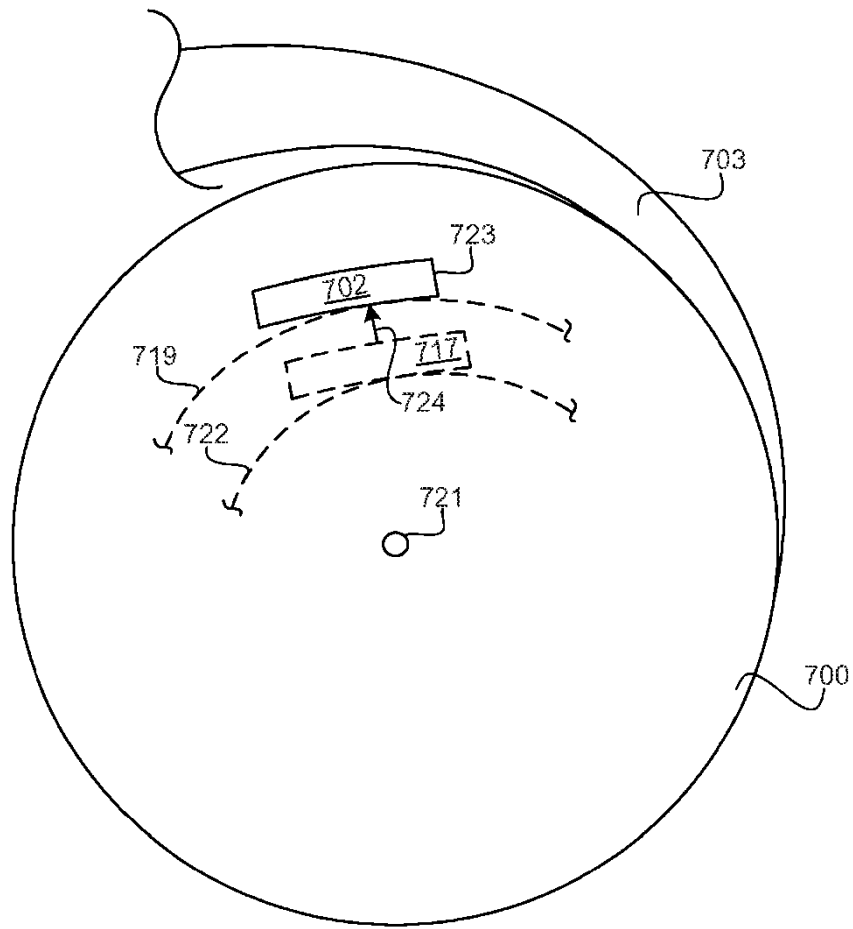


FIG. 21

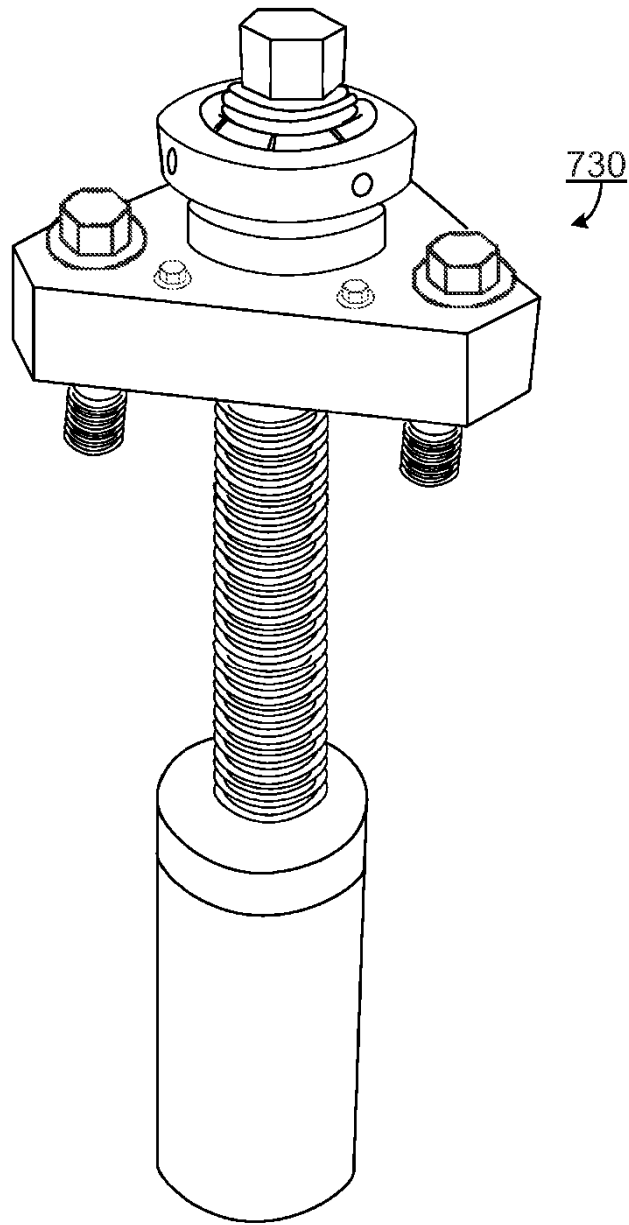


FIG. 22

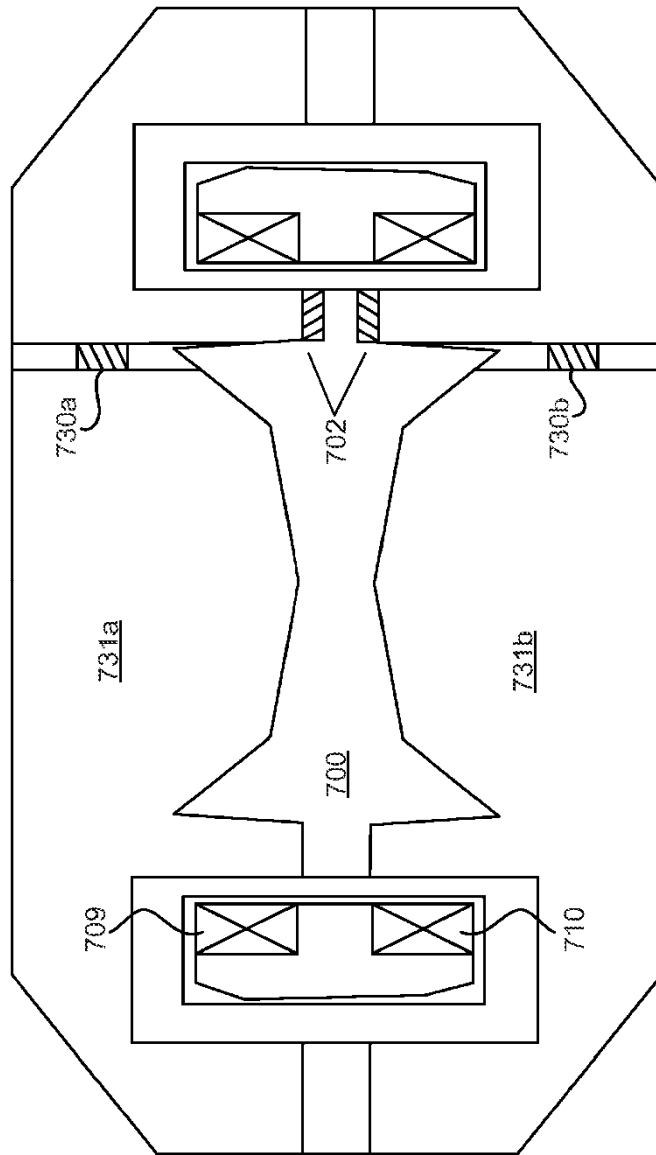


FIG. 23

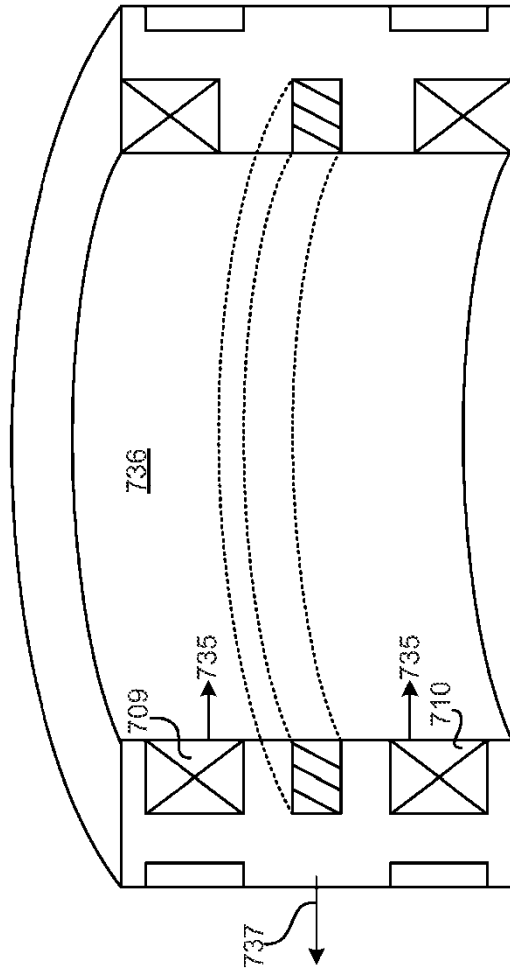


FIG. 24

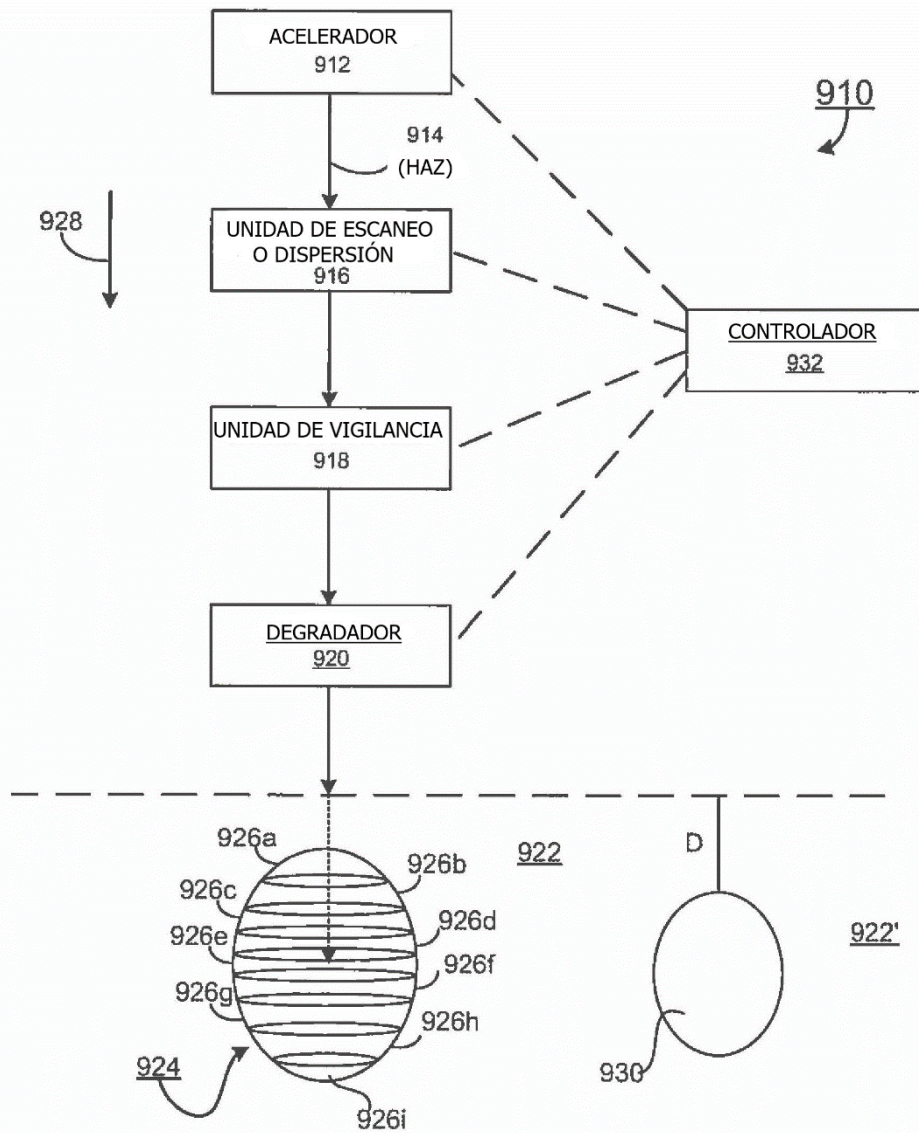


FIG. 25



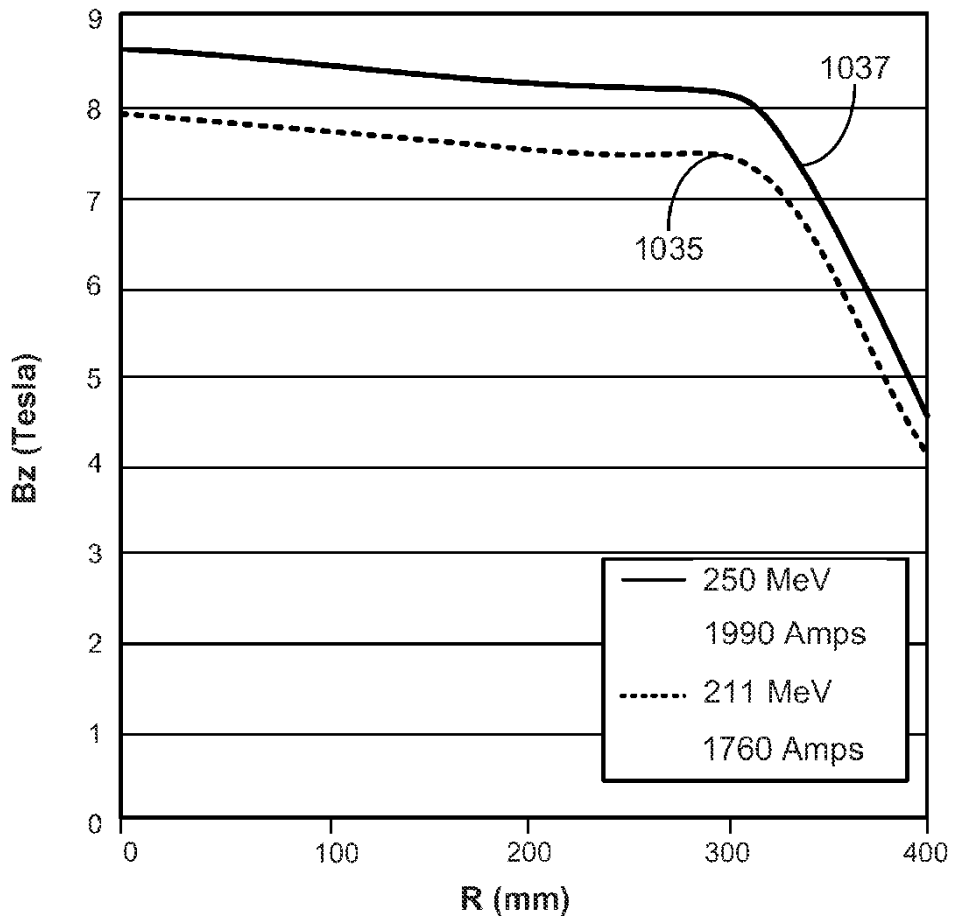


FIG. 26

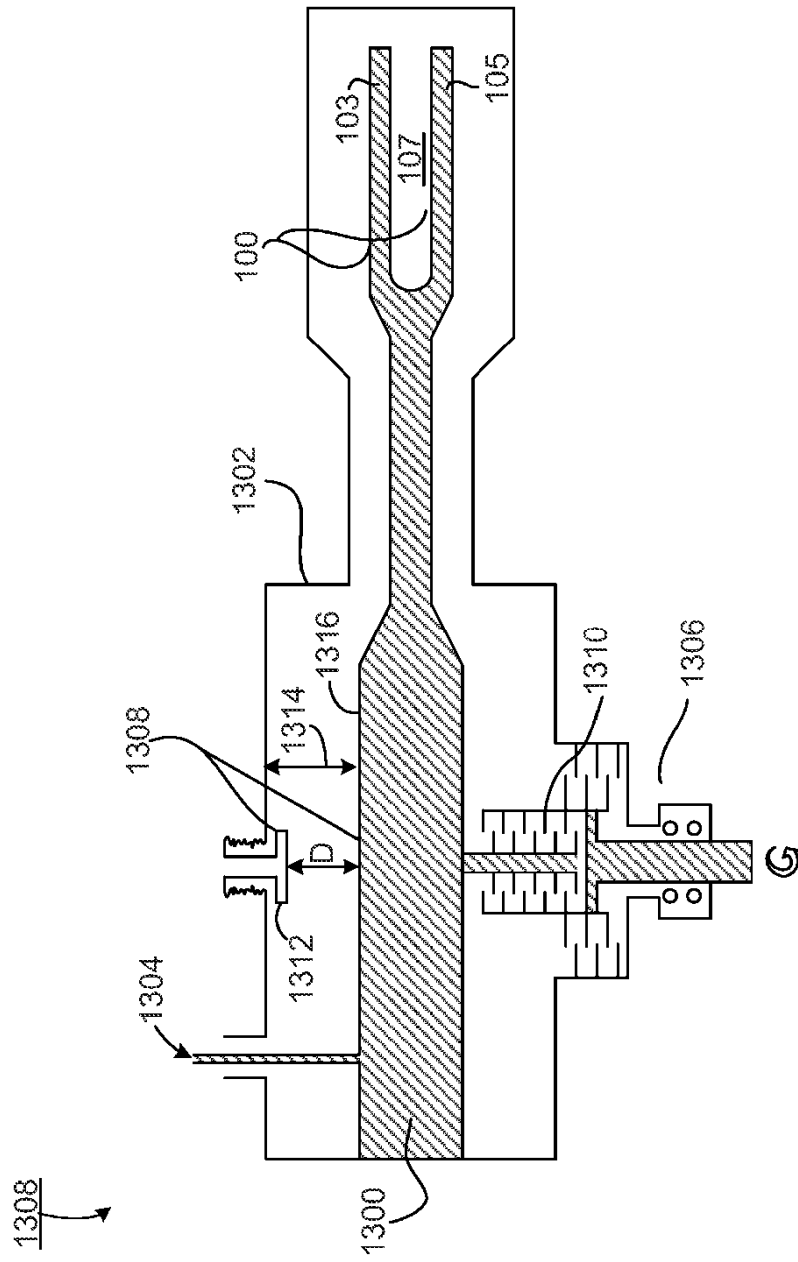


FIG. 27

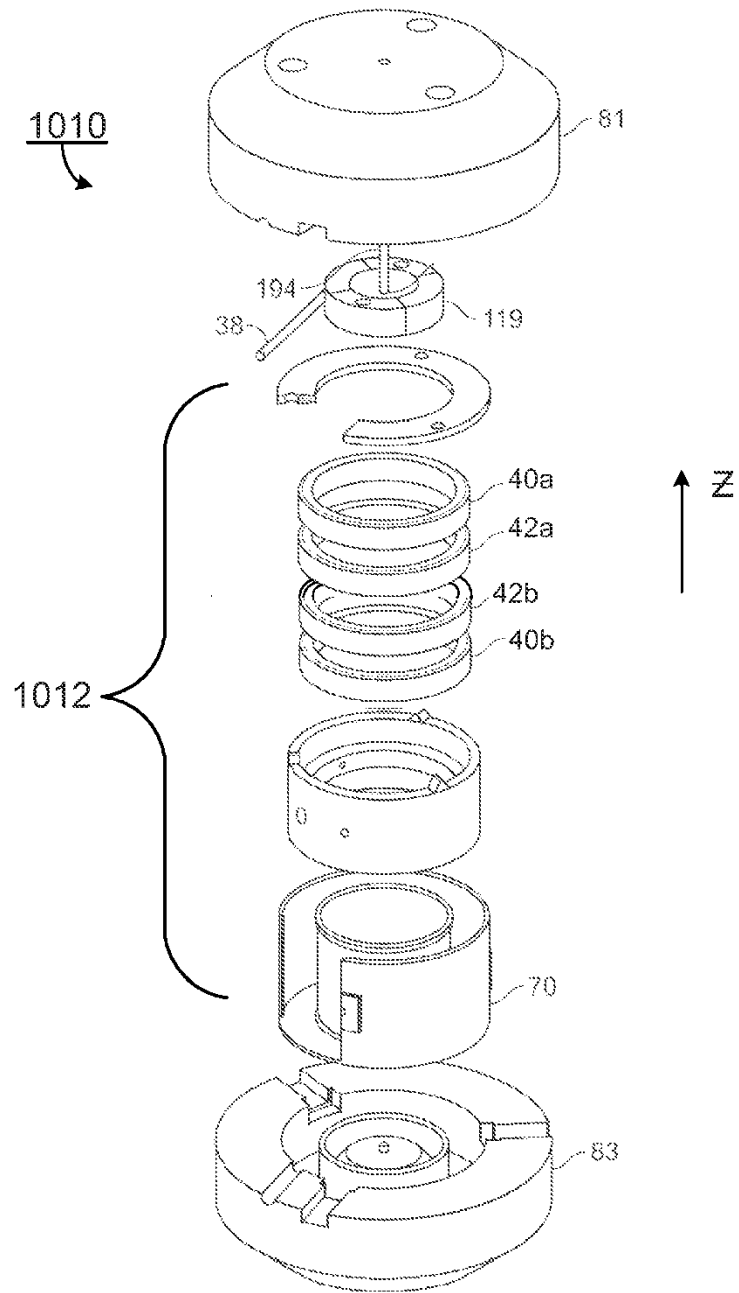


FIG. 28