

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 713 656**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10 (2006.01)

G21K 5/04 (2006.01)

G21K 1/04 (2006.01)

H05H 13/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.12.2014** **PCT/US2014/071448**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.06.2015** **WO15095678**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.12.2014** **E 14830919 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.11.2018** **EP 3082954**

54 Título: **Sistema de terapia con partículas**

30 Prioridad:

20.12.2013 US 201314137854

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.05.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

ZWART, GERRIT TOWNSEND;
JONES, MARK R. y
COOLEY, JAMES

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 713 656 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

Sistema de terapia con partículas

Campo técnico

5 La presente divulgación se refiere, en general, a elementos de un sistema de exploración por haz de partículas, tal como un colimador y un degradador de energía.

Antecedentes

10 Los sistemas de terapia con partículas usan un acelerador para generar un haz de partículas para tratar afecciones, tales como tumores. Durante su funcionamiento, las partículas se aceleran en órbitas en el interior de una cavidad en presencia de un campo magnético, y se retiran de la cavidad a través de un canal de extracción. Un regenerador de campo magnético genera un salto de campo magnético cerca del exterior de la cavidad para distorsionar el cabeceo y ángulo de algunas órbitas de modo que realizan la precesión hacia, y eventualmente al interior del canal de extracción. Un haz, comprendido por las partículas, sale del canal de extracción.

15 Un sistema de exploración se encuentra aguas abajo con respecto al haz del canal de extracción. En este contexto, "aguas abajo con respecto al haz" significa más próximo a un objetivo de irradiación (en este caso, en relación con el canal de extracción). El sistema de exploración mueve el haz a través de al menos parte del objetivo de irradiación para mostrar diversas partes del objetivo de irradiación al haz. Por ejemplo, para tratar un tumor, el haz de partículas puede "explorarse" en diferentes secciones transversales del tumor.

20 La solicitud de patente estadounidense 2009/096179 A1 da a conocer un sistema de terapia con partículas que comprende un sistema de exploración y un colimador que define un borde y que puede controlarse para moverse en dos dimensiones, en el que el colimador comprende múltiples dedos móviles configurados para interceptar el haz de partículas en un borde del objetivo de irradiación.

Sumario

La invención es tal como se define por las reivindicaciones adjuntas.

25 Un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo comprende un acelerador de partículas para emitir un haz de partículas; y un sistema de exploración para que el acelerador de partículas explore el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. El sistema de exploración está configurado para explorar el haz de partículas en dos dimensiones que se encuentran formando un ángulo en relación con una dirección del haz de partículas. Una estructura define un borde. La estructura puede controlarse para moverse en las dos dimensiones en relación con el objetivo de irradiación de manera que al menos parte de la estructura se encuentra entre al menos 30 parte del haz de partículas y el objetivo de irradiación. La estructura comprende un material que inhibe la transmisión del haz de partículas. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, o bien de manera individual o bien en combinación.

35 La estructura puede hacerse rotar al menos en las dos dimensiones de modo que el borde puede moverse entre diferentes partes del objetivo de irradiación y el haz de partículas. El borde puede comprender una curva que presenta un radio que varía en al menos un lado de la estructura. La curva puede ser una curva francesa. La estructura puede definir una abertura y el borde puede comprender un borde de la abertura. La estructura puede ser móvil para rastrear una dirección del haz de partículas. La estructura puede comprender múltiples elementos que pueden ajustarse para variar un tamaño del borde. Los múltiples elementos pueden comprender dedos que pueden moverse de manera individual en relación con el objetivo de irradiación.

40 La estructura puede formar parte de un sistema de colimador. La estructura puede comprender una primera estructura en el sistema de colimador y el borde puede comprender un primer borde. El sistema de colimador puede comprender una segunda estructura que comprende un segundo borde. El primer borde y el segundo borde pueden controlarse para moverse a lo largo de diferentes bordes del objetivo de irradiación.

45 El sistema de exploración puede comprender al menos un imán para controlar el movimiento del haz de partículas para explorar el haz de partículas. El al menos un imán puede estar destinado a generar un campo magnético en respuesta a corriente aplicada. El campo magnético puede afectar al movimiento.

50 El sistema de exploración puede estar configurado para explorar el haz de partículas más rápidamente en secciones interiores del objetivo de irradiación que en bordes del objetivo de irradiación. El haz de partículas puede ser móvil dentro de un área de un plano en una ubicación de la estructura. La estructura puede presentar un área que es menor que el área del plano. La estructura puede presentar un área que es menor que la mitad del área del plano. La estructura puede presentar un área que es menor que un cuarto del área del plano. La estructura puede presentar un área que es menor que un octavo del área del plano. La estructura puede presentar un área que es menor que diez veces un área en sección transversal del haz de partículas.

El sistema de exploración puede estar configurado para explorar el haz de partículas desde diferentes ángulos de incidencia. La estructura puede controlarse para moverse basándose en movimiento del haz de partículas a medida que el haz de partículas se explora desde diferentes ángulos de incidencia. El sistema de exploración puede comprender: un imán para afectar una dirección del haz de partículas para explorar el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación; y un degradador para cambiar una energía del haz antes de emitir del haz de partículas al objetivo de irradiación, en donde el degradador se encuentra aguas abajo con respecto al haz del imán en relación con el acelerador de partículas. El acelerador de partículas puede ser un dispositivo de energía variable.

El acelerador de partículas puede comprender: una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas desde una columna de plasma, en donde la cavidad presenta un campo magnético que provoca que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de manera 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 regenerador para proporcionar un salto de campo magnético dentro de la cavidad para cambiar de ese modo órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, eventualmente, se emitan partículas al canal de extracción. El campo magnético puede ser entre 4 Teslas (T) y 20T y el salto de campo magnético es de como máximo 2 Teslas.

Un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo comprende: un acelerador de partículas para emitir un haz de partículas; y un sistema de exploración para recibir el haz de partículas del acelerador de partículas y para realizar la exploración de al menos parte de un objetivo de irradiación con el haz de partículas. El sistema de exploración comprende una estructura que define un borde. La estructura puede controlarse para moverse en las dos dimensiones y para moverse basándose en el movimiento del haz de partículas de modo que el borde se encuentra entre al menos parte del haz de partículas y el objetivo de irradiación. La estructura comprende un material que inhibe la transmisión del haz de partículas. El sistema a modo de ejemplo también comprende un soporte sobre el que están montados el acelerador de partículas y el sistema de exploración. El soporte puede estar configurado para mover el acelerador de partículas y el sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación.

Un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo comprende: un sincrociclotrón para emitir un haz de partículas; un imán para afectar una dirección del haz de partículas para mover el haz de partículas a través de una sección transversal de un objetivo de irradiación; un degradador para cambiar una energía del haz de partículas antes de mover el haz de partículas a través de la sección transversal del objetivo de irradiación, en donde el degradador se encuentra aguas abajo con respecto al haz del imán en relación con el sincrociclotrón; y uno o más dispositivos de procesamiento para controlar el movimiento del degradador de modo que el degradador rastrea al menos parcialmente el movimiento del haz de partículas en un plano de irradiación. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, o bien de manera individual o bien en combinación.

El haz de partículas puede ser móvil dentro de un área de un plano en una ubicación del degradador. El degradador puede presentar un área que es menor que el área del plano. El degradador puede comprender múltiples piezas, estando cada pieza comprendida por material de absorción de energía de haz, y siendo cada pieza móvil en una trayectoria del haz de partículas. El uno o más dispositivos de procesamiento pueden estar programados para recibir una energía del haz de partículas para aplicar al objetivo de irradiación, y para mover una o más de las piezas del material de absorción de energía de haz en la trayectoria del haz de partículas de modo que una energía resultante del haz de partículas se aproxima a la energía del haz de partículas para aplicar al objetivo de irradiación. El uno o más dispositivos de procesamiento pueden estar programados para controlar el movimiento de la una o más piezas del material de absorción de energía de haz para rastrear al menos parcialmente el movimiento del haz de partículas.

El degradador puede presentar un área que es menor que la mitad del área del plano. El degradador puede presentar un área que es menor que un cuarto del área del plano. El haz de partículas presenta un tamaño de punto en una ubicación del degradador; y el degradador puede presentar un área que es menor que diez veces un área del tamaño de punto. El degradador puede presentar un área que es menor que el doble de un área del tamaño de punto.

El sistema de terapia con partículas puede comprender memoria para almacenar un plan de tratamiento. El plan de tratamiento puede comprender información para definir un patrón de exploración para el objetivo de irradiación. El patrón de exploración puede definir el movimiento del haz de partículas en las dos dimensiones y el movimiento del degradador de modo que el degradador rastrea al menos parcialmente el movimiento del haz de partículas.

El sincrociclotrón puede comprender: una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas de una columna de plasma, en donde la cavidad presenta un campo magnético que provoca que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de manera 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 como parte del haz de partículas; y un regenerador para proporcionar un salto de campo magnético dentro de la cavidad para cambiar de ese modo órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, eventualmente, se emiten partículas al canal de extracción. El campo

magnético puede ser de entre 4 Teslas (T) y 20T y el salto de campo magnético puede ser de como máximo 2 Teslas, y el sincrociclotrón puede ser un dispositivo de energía variable.

El imán y el degradador pueden formar parte de un sistema de exploración. El sistema de terapia con partículas puede comprender un soporte sobre el que están montados el sincrociclotrón y el sistema de exploración. El soporte puede estar configurado para mover el sincrociclotrón y el sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación.

El sistema de exploración puede ser un sistema de exploración por trama, un sistema de exploración por puntos, o cualquier otro tipo de sistema de exploración.

Un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo puede comprender un acelerador de partículas para emitir un haz de partículas; y un sistema de exploración para recibir el haz de partículas del sincrociclotrón y para realizar la exploración de al menos parte de un objetivo de irradiación con el haz de partículas. El sistema de exploración puede comprender un degradador para cambiar una energía del haz de partículas antes de explorar al menos parte del objetivo de irradiación. El degradador puede encontrarse aguas abajo con respecto al haz del imán en relación con el sincrociclotrón. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo puede comprender uno o más dispositivos de procesamiento para controlar el movimiento del degradador de modo que el degradador rastrea al menos parcialmente el movimiento del haz de partículas mientras tanto; y un soporte sobre el que están montados el acelerador de partículas y el sistema de exploración. El soporte puede estar configurado para mover el sincrociclotrón y el sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, o bien de manera individual o bien en combinación.

El haz de partículas puede ser móvil dentro de un área de un plano en una ubicación del degradador. El degradador puede presentar un área que es menor que el área del plano. El degradador puede comprender múltiples piezas, estando cada pieza comprendida por material de absorción de energía de haz, y siendo cada pieza móvil en una trayectoria del haz de partículas. El uno o más dispositivos de procesamiento pueden estar programados para recibir una energía del haz de partículas para aplicar al objetivo de irradiación, y para mover una o más de las piezas del material de absorción de energía de haz en la trayectoria del haz de partículas de modo que una energía resultante del haz de partículas se aproxima a la energía del haz de partículas para aplicar al objetivo de irradiación. El uno o más dispositivos de procesamiento pueden estar programados para controlar el movimiento de la una o más piezas del material de absorción de energía de haz para rastrear al menos parcialmente el movimiento del haz de partículas.

El degradador puede presentar un área que es menor que la mitad del área del plano. El degradador puede presentar un área que es menor que un cuarto del área del plano. El haz de partículas presenta un tamaño de punto en una ubicación del degradador, y el degradador puede presentar un área que es menor que diez veces un área del tamaño de punto. El degradador puede presentar un área que es menor que el doble de un área del tamaño de punto. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón de energía variable.

Un sistema de terapia por protones a modo de ejemplo puede incluir el acelerador de partículas y sistema de exploración anteriores; y un soporte sobre el que están montados el acelerador de partículas y el sistema de exploración. El soporte puede rotar en relación con una posición de paciente. Los protones se emiten esencialmente directamente del acelerador de partículas y a través del sistema de exploración a la posición de un objetivo de irradiación, tal como un paciente. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón.

Dos o más de las características descritas en esta divulgación, que incluyen aquellas descritas en esta sección de sumario, pueden combinarse para formar implementaciones que no se describen específicamente en el presente documento.

El control de los diversos sistemas tal como se describe en el presente documento, o partes de los mismos, puede implementarse por medio de un producto de programa informático que incluye instrucciones que se almacenan en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios, y que pueden ejecutarse en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas tal como se describen en el presente documento, o partes de los mismos, pueden implementarse como un aparato, método, o sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones mencionadas.

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

Descripción de los dibujos

Las figuras 1 y 2 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón a modo de ejemplo para usarse en un sistema de terapia con partículas.

La figura 3 es una vista lateral de un sistema de exploración a modo de ejemplo.

La figura 4 es una vista en perspectiva de componentes de un sistema de exploración a modo de ejemplo, que excluye material de dispersión para la variación de tamaño de punto.

5 La figura 5 es una vista frontal de un imán a modo de ejemplo para usarse en un sistema de exploración del tipo mostrado en las figuras 3 y 4.

La figura 6 es una vista en perspectiva de un imán a modo de ejemplo para usarse en un sistema de exploración del tipo mostrado en las figuras 3 y 4.

La figura 7 es una vista en perspectiva de un degradador de energía a modo de ejemplo (modulador de intervalo) para usarse en un sistema de exploración del tipo mostrado en las figuras 3 y 4.

10 La figura 8 es una vista en perspectiva de un procedimiento para mover una placa de un degradador de energía en la trayectoria de un haz de partículas

La figura 9 es una vista lateral de un haz de partículas y un colimador a modo de ejemplo.

15 La figura 10 es una vista desde arriba que muestra una sección transversal a modo de ejemplo de un objetivo de irradiación, un colimador a modo de ejemplo que puede moverse a lo largo del borde de la sección transversal, y una trayectoria de exploración de haz a modo de ejemplo a lo largo de una parte interior del objetivo de irradiación.

La figura 11 es una vista desde arriba de un colimador a modo de ejemplo.

La figura 12 es una vista desde arriba de componentes de un colimador a modo de ejemplo.

La figura 13 es una vista desde arriba que muestra los componentes de la figura 12 combinados para formar un colimador a modo de ejemplo.

20 La figura 14 es una vista desde arriba que muestra una sección transversal a modo de ejemplo de un objetivo de irradiación, y un colimador de múltiples láminas a modo de ejemplo que puede moverse a lo largo del borde de la sección transversal durante la exploración de haz de partículas.

25 La figura 15 es una vista desde arriba que muestra una sección transversal a modo de ejemplo de un objetivo de irradiación, y un colimador de borde recto a modo de ejemplo que puede moverse y rotar a lo largo del borde de la sección transversal durante la exploración de haz de partículas.

La figura 16 es una vista desde arriba que muestra una sección transversal a modo de ejemplo de un objetivo de irradiación, un colimador de múltiples partes a modo de ejemplo que puede moverse a lo largo de los bordes de la sección transversal durante la exploración de haz de partículas, y trayectorias de exploración de haz a modo de ejemplo a lo largo de una parte interior del objetivo de irradiación.

30 La figura 17 es una vista desde arriba de un colimador curvo a modo de ejemplo.

La figura 18 es una vista que muestra una sección transversal a modo de ejemplo de un objetivo de irradiación, y un ejemplo de cómo se realiza la terapia por protones con intensidad modulada sobre el objetivo de irradiación.

La figura 19 es una vista en perspectiva de un campo de irradiación a modo de ejemplo de un sistema de exploración por haz de partículas.

35 La figura 20 es una vista en perspectiva de múltiples piezas de un degradador de energía a modo de ejemplo en la trayectoria de haz a un objetivo de irradiación.

La figura 21 es una vista en perspectiva que ilustra el movimiento de piezas de un degradador de energía para rastrear la exploración de un haz de partículas.

40 La figura 22 es una vista en perspectiva que ilustra situaciones en donde se requiere, y no se requiere el movimiento de piezas de un degradador de energía, para rastrear la exploración de un haz de partículas.

La figura 23 es una vista en perspectiva de un sistema de terapia a modo de ejemplo.

La figura 24 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de componentes de un sincrociclotrón a modo de ejemplo para usarse en el sistema de terapia con partículas.

La figura 25 es una vista en sección transversal del sincrociclotrón a modo de ejemplo.

45 La figura 26 es una vista en perspectiva del sincrociclotrón a modo de ejemplo.

La figura 27 es una vista en sección transversal de una fuente de iones a modo de ejemplo para usarse en el sincrociclotrón.

La figura 28 es una vista en perspectiva de una placa D a modo de ejemplo y una D ficticia a modo de ejemplo para usarse en el sincrociclotrón.

- 5 La figura 29 muestra un paciente colocado dentro de un soporte interno a modo de ejemplo del sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo en una sala de tratamiento.

La figura 30 es una vista conceptual de un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo que puede usar un acelerador de partículas de energía variable.

- 10 La figura 31 es una gráfica a modo de ejemplo que muestra energía y corriente para variaciones en campo magnético y distancia en un a acelerador de partículas.

La figura 32 es una vista lateral de una estructura a modo de ejemplo para barrer tensión en una placa D en un intervalo de frecuencia para cada nivel de energía de un haz de partículas, y para variar el intervalo de frecuencia cuando la energía de haz de partículas se hace variar.

- 15 La figura 33 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de un sistema de imán a modo de ejemplo que puede usarse en un acelerador de partículas de energía variable.

Símbolos de referencia similares en los diversos dibujos indican elementos similares.

Descripción detallada

- 20 Descrito en el presente documento se encuentra un ejemplo de un acelerador de partículas para usarse en un sistema, tal como un sistema de terapia de iones o protones. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo incluye un acelerador de partículas, en este ejemplo, un sincrociclotrón, montado en un soporte. El soporte permite que el acelerador se haga rotar alrededor de una posición de paciente, tal como se explicó en más detalle anteriormente. En algunas implementaciones, el soporte es de acero y presenta dos patas montadas para la rotación en dos cojinetes respectivos que se encuentran en lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado por una viga de acero que es lo suficientemente larga para abarcar una zona de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que se une en ambos extremos a las patas rotatorias del soporte. Como resultado de la rotación del soporte alrededor del paciente, el acelerador de partículas también rota.

- 25 En una implementación a modo de ejemplo, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que sostiene una o más bobinas superconductoras, cada una para hacer conducir una corriente que genera un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato usa helio líquido (He) para mantener cada bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, 4° Kelvin (K). Culatas magnéticas o piezas de polo magnético más pequeñas están ubicadas en el interior del criostato, y definen una cavidad en la que se aceleran las partículas.

- 30 En esta implementación a modo de ejemplo, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (por ejemplo, un medidor de iones de Penning, fuente PIG) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. Gas de hidrógeno se ioniza para producir la columna de plasma. Una fuente de tensión proporciona una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar impulsos de partículas de la columna de plasma.

- 35 Tal como se observó, en un ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. Por consiguiente, la tensión de RF se barre a través de un intervalo de frecuencias para contabilizar efectos relativistas sobre las partículas (por ejemplo, aumento de la masa de partícula) cuando se aceleran las partículas de la columna de plasma. El campo magnético producido al hacer discurrir corriente a través de una bobina superconductora provoca que las partículas aceleradas de la columna de plasma se aceleren orbitalmente dentro de la cavidad. En otras implementaciones, puede usarse un acelerador de partículas distinto de un sincrociclotrón. Por ejemplo, un ciclotrón, a sincrotrón, un acelerador lineal, y así sucesivamente puede sustituirse por el sincrociclotrón descrito en el presente documento.

- 40 En el sincrociclotrón, se coloca un regenerador de campo magnético ("regenerador") cerca del exterior de la cavidad (por ejemplo, en un borde interior de la misma) para ajustar el campo magnético existente en el interior de la cavidad para cambiar de ese modo ubicaciones (por ejemplo, el cabeceo y ángulo) de órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, eventualmente, las partículas se emiten a un canal de extracción que pasa a través del criostato. El regenerador puede aumentar el campo magnético en un punto en la cavidad (por ejemplo, puede producir un "salto" de campo magnético en una zona de la cavidad), provocado de ese modo que cada órbita sucesiva de partículas en ese punto realice la precesión hacia el exterior del punto de entrada del canal de extracción hasta que alcanza el canal de extracción. El canal de extracción recibe partículas aceleradas de la columna de plasma y emite las partículas recibidas de la cavidad como un haz de partículas.

Las bobinas superconductoras ("principales") pueden producir campos magnéticos relativamente elevados. El campo magnético generado por una bobina principal puede encontrarse dentro de un intervalo de entre 4T y 20T o más. Por ejemplo, a bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos en, o que excedan, una o más de las

siguientes magnitudes: 4,0T, 4,1T, 4,2T, 4,3T, 4,4T, 4,5T, 4,6T, 4,7T, 4,8T, 4,9T, 5,0T, 5,1T, 5,2T, 5,3T, 5,4T, 5,5T, 5,6T, 5,7T, 5,8T, 5,9T, 6,0T, 6,1T, 6,2T, 6,3T, 6,4T, 6,5T, 6,6T, 6,7T, 6,8T, 6,9T, 7,0T, 7,1T, 7,2T, 7,3T, 7,4T, 7,5T, 7,6T, 7,7T, 7,8T, 7,9T, 8,0T, 8,1T, 8,2T, 8,3T, 8,4T, 8,5T, 8,6T, 8,7T, 8,8T, 8,9T, 9,0T, 9,1T, 9,2T, 9,3T, 9,4T, 9,5T, 9,6T, 9,7T, 9,8T, 9,9T, 10,0T, 10,1T, 10,2T, 10,3T, 10,4T, 10,5T, 10,6T, 10,7T, 10,8T, 10,9T, 11,0T, 11,1T, 11,2T, 11,3T, 11,4T, 11,5T, 11,6T, 11,7T, 11,8T, 11,9T, 12,0T, 12,1T, 12,2T, 12,3T, 12,4T, 12,5T, 12,6T, 12,7T, 12,8T, 12,9T, 13,0T, 13,1T, 13,2T, 13,3T, 13,4T, 13,5T, 13,6T, 13,7T, 13,8T, 13,9T, 14,0T, 14,1T, 14,2T, 14,3T, 14,4T, 14,5T, 14,6T, 14,7T, 14,8T, 14,9T, 15,0T, 15,1T, 15,2T, 15,3T, 15,4T, 15,5T, 15,6T, 15,7T, 15,8T, 15,9T, 16,0T, 16,1T, 16,2T, 16,3T, 16,4T, 16,5T, 16,6T, 16,7T, 16,8T, 16,9T, 17,0T, 17,1T, 17,2T, 17,3T, 17,4T, 17,5T, 17,6T, 17,7T, 17,8T, 17,9T, 18,0T, 18,1T, 18,2T, 18,3T, 18,4T, 18,5T, 18,6T, 18,7T, 18,8T, 18,9T, 19,0T, 19,1T, 19,2T, 19,3T, 19,4T, 19,5T, 19,6T, 19,7T, 19,8T, 19,9T, 20,0T, 20,1T, 20,2T, 20,3T, 20,4T, 20,5T, 20,6T, 20,7T, 20,8T, 20,9T, o más. Además, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos que se encuentran dentro del intervalo de entre 4T y 20T (o más, o menos) que no se enumeran anteriormente de manera específica.

En algunas implementaciones, tales como la implementación mostrada en las figuras 1 y 2, culatas magnéticas ferromagnéticas grandes actúan como un retorno para el campo magnético de dispersión producido por las bobinas superconductoras. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el imán superconductor puede generar un campo magnético relativamente elevado de, por ejemplo, 4T o más, dando como resultado campos magnéticos de dispersión considerables. En algunos sistemas, tales como el mostrado en las figuras 1 y 2, la culata 100 de retorno ferromagnética relativamente grande se usa como un retorno para el campo magnético generado por bobinas superconductoras. Una pantalla magnética rodea la culata. La culata de retorno y la pantalla en conjunto disipan el campo magnético de dispersión, reduciendo de ese modo la posibilidad de que los campos magnéticos de dispersión afecten de manera adversa el funcionamiento del acelerador.

En algunas implementaciones, la culata de retorno y la pantalla pueden sustituirse por, o aumentarse por, un sistema de retorno activo. Un sistema de retorno activo a modo de ejemplo incluye una o más bobinas de retorno activas que conducen corriente en una dirección opuesta a la corriente a través de las bobinas principales superconductoras. En algunas implementaciones a modo de ejemplo, existe una bobina de retorno activa para cada bobina superconductora, por ejemplo, dos bobinas de retorno activas, una para cada bobina superconductora (conocida como bobina "principal"). Cada bobina de retorno activa también puede ser una bobina superconductora que rodea la parte exterior de una bobina principal superconductora correspondiente.

La corriente pasa a través de las bobinas de retorno activas en una dirección que es opuesta a la dirección de corriente que pasa a través de las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activas genera por tanto un campo magnético que tiene una polaridad opuesta al campo magnético generado por las bobinas principales. Como resultado, el campo magnético generado por una bobina de retorno activa puede disipar al menos parte del campo magnético de dispersión relativamente fuerte resultante de la bobina principal correspondiente. En algunas implementaciones, cada retorno activo puede usarse para generar un campo magnético de entre 2,5T y 12T o más. Un ejemplo de un sistema de retorno activo que puede usarse se describe en la solicitud de patente estadounidense n.º 13/907.601, presentada el 31 de mayo del 2013, cuyo contenido se incorpora en el presente documento a modo de referencia.

Haciendo referencia a la figura 3, en la salida de canal 102 de extracción del acelerador 105 de partículas (que puede presentar la configuración mostrada en las figuras 1 y 2), es un sistema 106 de exploración a modo de ejemplo que puede usarse para explorar el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. La figura 4 muestra ejemplos de componentes del sistema de exploración. Estos incluyen, pero no se limitan a, un imán 108 de exploración, una cámara 109 de iones, y un degradador 110 de energía. Otros componentes que pueden incorporarse al sistema de exploración no se muestran en la figura 4, que incluyen, por ejemplo, uno o más dispersores para cambiar el tamaño de punto de haz.

En un funcionamiento a modo de ejemplo, el imán 108 de exploración puede controlarse en dos dimensiones (por ejemplo, dimensiones XY cartesianas) para dirigir el haz de partículas a través de una parte (por ejemplo, una sección transversal) de un objetivo de irradiación. La cámara 109 de iones detecta la dosificación del haz y retroalimenta esa información a un sistema de control para ajustar el movimiento del haz. El degradador 110 de energía puede controlarse para mover material dentro, y fuera de, la trayectoria del haz de partículas para cambiar la energía del haz de partículas y, por tanto, la profundidad a la que el haz de partículas penetrará el objetivo de irradiación.

Las figuras 5 y 6 muestran vistas de un imán 108 de exploración a modo de ejemplo. El imán 108 de exploración incluye dos bobinas 111, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección X, y dos bobinas 112, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección Y. El control se logra, en algunas implementaciones, haciendo variar la corriente a través de uno o ambos conjuntos de bobinas para variar de ese modo el/los campo(s) magnético(s) producidos de ese modo. Al hacer variar el/los campo(s) magnético(s) de manera apropiada, el haz de partículas puede moverse en la dirección X y/o Y a través del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el imán de exploración no puede moverse físicamente en relación con el acelerador de partículas. En otras implementaciones, el imán de exploración puede ser móvil en relación con el acelerador (por ejemplo, además de los movimientos proporcionados por el soporte). En algunas implementaciones, los imanes de exploración pueden controlarse para mover el haz de partículas de manera continua. En otras implementaciones, los imanes de

exploración pueden controlarse a intervalos o en momentos específicos. En algunas implementaciones, pueden existir diferentes imanes de exploración para controlar el movimiento del haz en la dirección X y/o Y. En algunas implementaciones, pueden existir diferentes imanes de exploración para controlar el movimiento parcial del haz en cualquiera de las direcciones X y/o Y.

En algunas implementaciones, la cámara 109 de iones detecta dosificación aplicada por el haz de partículas detectando el número de pares de iones creados dentro de un gas provocado por radiación incidente. El número de pares de iones corresponde a la dosificación proporcionada por el haz de partículas. Esa información se retroalimenta a un sistema informático que controla el funcionamiento del sistema de terapia con partículas. El sistema informático (no mostrado), que puede incluir memoria y uno o más dispositivos de procesamiento, determina si la dosificación detectada por la cámara de iones es la dosis prevista. Si la dosificación no es la prevista, el sistema informático puede controlar el acelerador para interrumpir la producción y/o emisión del haz de partículas, y/o controlar el imán de exploración para impedir la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación. Por ejemplo, para impedir o modificar la emisión del haz de partículas, el sistema informático puede apagar/encender la fuente de iones, cambiar la frecuencia del barrido de RF, activar uno o más mecanismos (tal como un imán de impacto rápido (no mostrado)) para divergir el haz a un material de absorción e impedir de ese modo la emisión de haz, y así sucesivamente.

La figura 7 muestra un modulador 115 de intervalo, que es una implementación a modo de ejemplo del degradador 110 de energía. En algunas implementaciones, tales como la mostrada en la figura 7, el modulador de intervalo incluye una serie de placas 116. Las placas pueden estar realizadas de uno o más de los siguientes materiales a modo de ejemplo: carbono, berilio u otro material de número atómico bajo. Otros materiales, sin embargo, pueden usarse en lugar de, o además de, estos materiales a modo de ejemplo.

Una o más de las placas es móvil al interior, o fuera de, la trayectoria de haz para afectar de ese modo a la energía del haz de partículas y, por tanto, la profundidad de penetración del haz de partículas dentro del objetivo de irradiación. Por ejemplo, cuantas más placas se muevan a la trayectoria del haz de partículas, mayor cantidad de energía se absorberá por las placas, y menor cantidad de energía tendrá el haz de partículas. Por el contrario, cuantas menos placas se muevan a la trayectoria del haz de partículas, menor será la cantidad de energía que se absorba por las placas, y mayor será la cantidad de energía que tenga el haz de partículas. Los haces de partículas de energía más elevados penetran más en el objetivo de irradiación que haces de partículas de energía más bajos. En este contexto, “más elevado” y “más bajo” significan términos relativos, y no presentan connotaciones numéricas específicas.

Las placas se mueven físicamente al interior, y fuera de, la trayectoria del haz de partículas. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 8, una placa 116a se mueve a lo largo de la dirección de la flecha 117 entre posiciones en la trayectoria del haz de partículas y fuera de la trayectoria del haz de partículas. Las placas están controladas por ordenador. Generalmente, el número de placas que se mueven en la trayectoria del haz de partículas corresponde a la profundidad a la que debe tener lugar la exploración de un objetivo de irradiación. Por ejemplo, el objetivo de irradiación puede dividirse en secciones transversales, cada una de las cuales corresponde a una profundidad de irradiación. Una o más placas del modulador de intervalo puede moverse al interior, o fuera de, la trayectoria de haz al objetivo de irradiación con el fin de lograr que la energía apropiada irradie cada una de estas secciones transversales del objetivo de irradiación. Tradicionalmente, el modulador de intervalo era fijo en relación con el haz de partículas durante la exploración de una parte (por ejemplo, la sección transversal) de un objetivo de irradiación, excepto las placas que se mueven al interior y fuera de la trayectoria del haz de partículas.

En algunas implementaciones, el modulador de intervalo de las figuras 7 y 8 puede sustituirse por un modulador de intervalo que, al menos parte del tiempo, rastrea el movimiento del haz de partículas. Este tipo de degradador de energía se describe en más detalle anteriormente.

En algunas implementaciones, el acelerador de partículas puede ser un acelerador de partículas de energía variable, tal como el acelerador de partículas a modo de ejemplo descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º 13/916.401, presentada el 12 de junio del 2013, cuyo contenido se incorpora en el presente documento a modo de referencia. En sistemas a modo de ejemplo en donde se usa un acelerador de partículas de energía variable, puede existir menos necesidad de un degradador de energía del tipo descrito en el presente documento, ya que el nivel de energía del haz de partículas puede controlarse por el acelerador de partículas. Por ejemplo, en algunos sistemas que emplean un acelerador de partículas de energía variable, puede no ser necesario un degradador de energía. En algunos sistemas que emplean un acelerador de partículas de energía variable, puede seguir usándose un degradador de energía para cambiar los niveles de energía de haz.

En algunas implementaciones, se establece un plan de tratamiento ante de tratar el objetivo de irradiación. El plan de tratamiento puede especificar cómo ha de realizarse la exploración para un objetivo de irradiación particular. En algunas implementaciones, el plan de tratamiento especifica la siguiente información: un tipo de exploración (por ejemplo, exploración por puntos o exploración por tramas); ubicaciones de exploración (por ejemplo, ubicaciones de puntos que van a explorarse); corriente de imán por ubicación de exploración; dosificación-por-punto, tamaño de punto; ubicaciones (por ejemplo, profundidades) de secciones transversales de objetivo de irradiación; energía de haz de partículas por sección transversal; placas u otros tipos de piezas para moverlas a la trayectoria de haz para

cada energía de haz de partículas; y así sucesivamente. Generalmente, la exploración por puntos implica aplicar radiación en puntos individuales en un objetivo de irradiación y la exploración por tramas implica mover un punto de radiación a través del objetivo de radiación. El concepto de tamaño de punto se aplica por tanto a ambas exploraciones exploración por puntos y por trama.

- 5 En algunas implementaciones, el plan de tratamiento global de un objetivo de irradiación incluye diferentes planes de tratamiento para diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación. Los planes de tratamiento para diferentes secciones transversales pueden contener la misma información o información diferente, tal como la proporcionada anteriormente.

- 10 En algunas implementaciones, el sistema de exploración puede incluir un colimador 120 (figura 3) para colimar el haz de partículas, que puede incluir una abertura que puede colocarse en relación con el objetivo de irradiación para limitar la extensión del haz de partículas y alterar de ese modo la forma del punto aplicado al objetivo de irradiación. Por ejemplo, el colimador puede colocarse en la trayectoria de haz aguas abajo con respecto al haz del degradador de energía y antes de que el haz de partículas impacte en el objetivo de irradiación. El colimador puede contener una zona (por ejemplo, un orificio o un material de transmisión) a través del que el haz de partículas pasa y otro material (por ejemplo, latón) alrededor del orificio que inhibe o impide el paso del haz de partículas.

- 15 En algunas implementaciones, el colimador puede incluir una estructura que define un borde. La estructura puede incluir un material, tal como latón, que inhibe la transmisión del haz de partículas. La estructura puede controlarse para moverse en dos dimensiones en relación con el objetivo de irradiación de modo que al menos parte de la estructura se encuentra entre al menos parte del haz de partículas y el objetivo de irradiación. Por ejemplo, la estructura puede ser móvil en las direcciones X e Y de un plano que corta el haz de partículas y que es paralelo, o sustancialmente paralelo a, una sección transversal del objetivo de irradiación que se somete a tratamiento. El uso de un colimador de esta manera puede ser beneficioso porque puede usarse para personalizar la forma en sección transversal del haz de partículas que alcanza al paciente, limitando de ese modo la cantidad de haz de partículas que se extiende más allá del objetivo de radiación. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 9, una estructura 220 en un colimador impide que la parte 221 de haz 222 de partículas alcance un objetivo 224, limitando de ese modo el haz al objetivo de irradiación y reduciendo la exposición de tejido 225 sano a la radiación. Al colocar una estructura con un borde entre parte del haz de partículas y el paciente, el colimador a modo de ejemplo también proporciona un borde en punta, definido a la parte de haz de partículas que alcanza al paciente, permitiendo de ese modo una aplicación de dosis más precisa.

- 20 La colocación y el movimiento del colimador pueden controlarse por un sistema informático de control que controla otras características del sistema de terapia con partículas tal como se describe en el presente documento. Por ejemplo, el colimador puede controlarse según el plan de tratamiento para rastrear (por ejemplo, seguir) el movimiento del haz de partículas a través de al menos parte del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el rastreo del colimador se controla para rastrear todo el movimiento del haz de partículas en relación con el objetivo de irradiación. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el colimador puede controlarse para rastrear el movimiento del haz de partículas en la totalidad del objetivo de irradiación, por ejemplo, tanto en los bordes del objetivo de irradiación como en el interior del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el colimador se controla para rastrear solamente parte del movimiento del haz de partículas en relación con el objetivo de irradiación. Por ejemplo, el colimador puede controlarse para rastrear el movimiento del haz de partículas solo a lo largo de los bordes del objetivo de irradiación en relación con cuando el haz de partículas alcanza esos bordes.

- 25 Haciendo referencia a la figura 10, por ejemplo, un haz de partículas puede seguir una trayectoria en un objetivo 229 de irradiación mostrado por líneas 230 de la flecha. El colimador 231 puede no rastrear el movimiento del haz de partículas en el interior 233 del objetivo 229 de irradiación. Pero, el colimador 231 puede rastrear el movimiento del haz de partículas a lo largo de solo los bordes del objetivo de irradiación (por ejemplo, aproximadamente a lo largo de la flecha 232). Por ejemplo, cada vez que el haz de partículas alcanza un borde 234 del objetivo de irradiación, el colimador puede moverse, o puede haberse movido previamente, para interceptar el haz de partículas en el borde, y limitar de ese modo la exposición de tejido 235 circundante al haz. Cuando, y cuánto, se mueve el colimador puede depender del tamaño de la sección transversal del haz de partículas (punto) y la velocidad a la que explora el haz de partículas. En este ejemplo, no existe necesidad de limitar la exposición al haz de partículas en el interior del objetivo de irradiación; por tanto, el colimador no necesita rastrear el haz en el interior.

- 30 El movimiento de un colimador puede controlarse de diversas maneras. Por ejemplo, la corriente a través del imán 108 puede corresponder a la deflexión del haz de partículas realizada por el imán y, por tanto, la ubicación del punto de haz de partículas en el objetivo de irradiación. De modo que, por ejemplo, al conocer la corriente a través del imán y la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el imán, una operación de control de sistema informático del sistema de exploración puede determinar la ubicación proyectada del punto de irradiación. Y, al conocer la ubicación del punto de radiación, el sistema informático puede controlar el sistema de exploración, en particular el colimador, para rastrear el movimiento del punto de irradiación a lo largo de la totalidad o parte de su movimiento, tal como se describe en el presente documento. En algunas implementaciones, el sistema informático puede controlar el sistema de exploración, en particular el colimador, de modo que el colimador llega a una ubicación antes de que el punto de haz de partículas llegue a esa ubicación, tal como se describe en más detalle anteriormente.

El uso de un colimador, tal como se describe anteriormente, puede presentar ventajas. Por ejemplo, en algunos casos, objetivos de exploración de haz de partículas pueden incluir lograr precisión en los bordes de un objetivo de irradiación y uniformidad de dosificación o cobertura en el interior del objetivo de irradiación. El uso de un colimador puede ayudar adicionalmente a estos objetivos permitiendo el uso de un punto de haz de partículas relativamente grande para la exploración. En este contexto, un tamaño de punto puede considerarse "grande" si presenta un área que se encuentra dentro de un porcentaje específico del área del objetivo de irradiación. Este porcentaje puede ser, normalmente, del 2,5%, pero también pueden usarse valores entre, por ejemplo, el 0,25% y el 25%. La exploración que usa un tamaño de punto relativamente grande aumenta la cobertura de área de fracción del objetivo de irradiación para cada pulso de haz. Normalmente, cuanto mayor sea el tamaño de este punto, menos afectada adversamente se verá la uniformidad del objetivo debido al movimiento del objetivo (paciente). En los bordes, sin embargo, el colimador reduce las posibilidades de que la radiación procedente del punto grande impacte en el tejido (por ejemplo, tejido sano) fuera del objetivo de radiación reduciendo la penumbra lateral. Tradicionalmente, se preferían tamaños de punto menores, dado que permitían una dosificación más precisa en los bordes en comparación con un mayor tamaño de punto. Sin embargo, en comparación con un borde colimado, este menor tamaño de puntos puede dar como resultado tiempos de tratamiento más lentos para un volumen de tratamiento dado, y una conformidad con el borde reducida debido a una resolución de borde reducida y a una penumbra aumentada.

El colimador puede presentar cualquier número de formas o configuraciones diferentes y puede, o puede no incluir una o más partes móviles. En una implementación a modo de ejemplo, el colimador está comprendido por latón y/u otro material de bloqueo de radiación, y presenta un grosor del orden de varios centímetros. Sin embargo, diferentes colimadores pueden presentar diferentes composiciones y grosores.

En la implementación a modo de ejemplo, el colimador es una estructura que presenta uno o más bordes definidos. Por ejemplo, el colimador puede ser una estructura que contiene una abertura, u orificio. La figura 11 muestra un ejemplo de este tipo de colimador 239. El colimador 239 puede presentar cualquier forma apropiada, con una abertura en el mismo. Los bordes de la abertura pueden usarse para limitar la aplicación del haz de partículas, tal como se muestra en la figura 9, por ejemplo, permitiendo de ese modo la aplicación del haz 222 al objetivo 224 de irradiación, pero no al tejido cubierto por el colimador 220 que de lo contrario está en la trayectoria de haz. Tal como se explicó anteriormente, la abertura puede rastrear (por ejemplo, seguir) el haz de partículas a través de la totalidad o parte de la operación de exploración. Por ejemplo, la abertura puede rastrear el movimiento del haz de partículas solo en los bordes del objetivo de irradiación o a través de todo el movimiento del haz. Es decir, el propio colimador puede moverse a lo largo del borde del objetivo de irradiación para rastrear el movimiento del haz de partículas (por ejemplo, de modo que la ubicación del colimador coincida con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde del objetivo de irradiación).

En algunas implementaciones, el colimador puede incluir dos o más aberturas que se controlan para solaparse y lograr de ese modo un tamaño específico. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 12, las aberturas 244 y 245 forman parte de estructuras 246 y 247 respectivas. Las estructuras se mueven una en relación con la otra, tal como se muestra en la figura 13, provocando de ese modo que las aberturas 244, 245 se solapen y cambien el tamaño y, en algunos casos, la forma del orificio 248 resultante a través del que se permite que pase el haz de partículas. Pueden usarse formas distintas de las mostradas.

En algunas implementaciones, el colimador puede rastrear el movimiento del haz de partículas durante el movimiento del haz de partículas en el interior del objetivo de irradiación. Por ejemplo, en algunas implementaciones, la abertura puede presentar un diámetro que es menor que el diámetro del punto de haz de partículas. En algunos sistemas, puede ser deseable usar un punto que presenta un diámetro específico en todas las posiciones de irradiación (incluyendo aquellas en el interior del objetivo de irradiación). En estos sistemas, por tanto, la abertura puede rastrear todo el movimiento del punto de haz de partículas para lograr el diámetro apropiado del punto de haz de partículas para el tratamiento. En algunas implementaciones, la abertura del colimador puede variar en tamaño y/o forma. Por ejemplo, el colimador puede presentar una o más partes móviles para variar el tamaño y forma de la abertura (por ejemplo, para reducir su diámetro, área de superficie, o similares).

En implementaciones a modo de ejemplo, el colimador puede ser una estructura que presenta uno o más bordes rectos. Por ejemplo, el colimador puede incluir estructuras cuadradas, rectangulares o sustancialmente lineales, presentando cada una al menos un borde que puede colocarse en la trayectoria del haz de partículas.

En una implementación a modo de ejemplo que emplea bordes rectos, el colimador puede presentar una estructura de múltiples láminas, tal como en la figura 14. En la figura 14, colimador 250 rastrea el movimiento a lo largo del borde del objetivo 251 de irradiación. Los dedos 252 se mueven hacia arriba o hacia abajo, o hacia o alejándose del objetivo de irradiación, con el fin de lograr una forma de borde 253 que sustancialmente coincida con la forma de borde del objetivo de irradiación y que bloquea el haz de partículas para que no alcance tejido sano (o tejido que no debe irradiarse). Por ejemplo, cada dedo puede moverse hacia arriba o hacia abajo, o extenderse y retraerse, o una combinación de tales movimientos para coincidir sustancialmente con la forma de borde. El propio colimador 250 puede moverse a lo largo del borde del objetivo 251 de irradiación (por ejemplo, aproximadamente en la dirección de la flecha 255) para rastrear el movimiento del haz de partículas (por ejemplo, de modo que la ubicación del colimador coincida con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde de objetivo de irradiación). En algunas

implementaciones, el colimador 250 puede, o puede no moverse al interior del objetivo de irradiación durante operaciones de exploración.

Los colimadores de múltiples láminas tradicionales son estacionarios en relación con el objetivo de irradiación e incluyen dos conjuntos de dedos que están enfrentados entre sí y que se mueven uno en relación con el otro para conseguir la colimación apropiada. Puede haber decenas, centenas, o incluso miles de dedos usados en tales colimadores, y su tamaño puede ser tan grande como el propio campo de irradiación. En algunas implementaciones, el campo de irradiación puede definirse por un plano, que se encuentra formando un ángulo con respecto al haz, y que define la máxima extensión a la que puede moverse un haz de partículas en las direcciones X e Y en relación con el objetivo de irradiación. Sin embargo, en las implementaciones a modo de ejemplo descritas en el presente documento, el colimador se mueve en relación con (por ejemplo, rastrea o se mueve a lo largo del borde) del objetivo de irradiación, y solo necesita proporcionar un borde definido en el punto del objetivo de irradiación en cuanto a dónde y cuándo el punto alcanza ese punto. Por consiguiente, el colimador de múltiples láminas (además de ser solo un único conjunto de dedos) puede realizarse considerablemente más pequeño que su homólogo convencional. Por ejemplo, el colimador de múltiples láminas, tal como se describe en el presente documento puede incluir diez o menos (por ejemplo, dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete, ocho o nueve) dedos (o más, si se desea).

En una implementación a modo de ejemplo que emplea bordes rectos, tal como se muestra en la figura 15, el colimador 260 puede ser de forma rectangular, y moverse a lo largo del borde del objetivo de irradiación. El colimador 260 puede moverse a lo largo del borde del objetivo de irradiación para rastrear el movimiento del haz de partículas (por ejemplo, de modo que la ubicación del colimador coincida con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde del objetivo de irradiación). Durante el movimiento a lo largo del borde del objetivo de irradiación, el colimador 260 también puede rotar en dos o tres dimensiones, por ejemplo, en las dimensiones XY de la flecha 262 y también en la dimensión Z. Esta rotación permite que al menos una parte de un borde 260 de colimador coincida con el borde del objetivo de irradiación de manera relativamente próxima. Por tanto, el colimador 260 puede colocarse de manera apropiada de modo que, cuando el haz de partículas alcanza el borde del objetivo de irradiación, el colimador bloquea el tejido que se extiende más allá del borde. Como resultado, el colimador proporciona un borde de radiación definido en relación con el objetivo de irradiación y proyecta tejido adyacente desde el haz de partículas. El movimiento del colimador con respecto al punto apropiado en el borde del objetivo de irradiación puede coincidir con el movimiento del haz de partículas o preceder al movimiento del haz de partículas.

En algunas implementaciones, el colimador puede incluir una única estructura con uno o más bordes rectos, tal como se muestra en la figura 15. En otras implementaciones, el colimador puede incluir dos o más de tales estructuras en diferentes bordes (por ejemplo, opuestos) del objetivo de irradiación, tal como se muestra en la figura 16. En este caso, el colimador incluye dos estructuras 265, 266. Cada una de las estructuras 265 y 266 rastrea el movimiento del haz de partículas. Es decir, la estructura 265 se mueve de modo que la ubicación de la estructura 265 coincide con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde 269 del objetivo de irradiación, y la estructura 266 se mueve de modo que la ubicación de la estructura 266 coincide con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde 270 del objetivo de irradiación. El movimiento de cada estructura con respecto al punto apropiado en el borde del objetivo de irradiación puede coincidir con el movimiento del haz de partículas o preceder al movimiento del haz de partículas. Por ejemplo, la estructura 266 puede moverse a medida que se explora el punto en la dirección de la flecha 271, de modo que la estructura 266 está en la ubicación apropiada cuando el punto vuelve al borde 270; y la estructura 265 puede moverse a medida que se explora el punto en la dirección de la flecha 272, de modo que la estructura 265 está en la ubicación apropiada cuando el punto vuelve al borde 269. Las estructuras 265 y 266 pueden moverse al mismo tiempo, en diferentes momentos, o pueden solaparse en el momento de su movimiento. Una disposición de este tipo permite que el haz de partículas se mueva de borde a borde del objetivo de irradiación, permitiendo el colimador un campo de irradiación definido en ambos bordes. Y, dado que el colimador está comprendido por múltiples estructuras, la exploración no necesita ralentizarse significativamente esperando el movimiento del colimador. En algunas implementaciones, el colimador puede incluir más de dos (por ejemplo, tres, cuatro, etc.) estructuras del tipo y funcionamiento mostrados en la figura 16. En algunas implementaciones, las dos o más estructuras que conforman el colimador pueden ser estructuras que incluyen orificios, tales como el mostrado en la figura 11. El funcionamiento del colimador de dos estructuras es, por el contrario, tal como se describe anteriormente.

En algunas implementaciones, el colimador no necesita presentar un borde recto, sino que en su lugar su(s) borde(s) pueden ser curvos, tal como se muestra en la figura 17. Un colimador puede incluir solo una estructura de este tipo o dos o más estructuras de este tipo. En algunas implementaciones, las dos o más estructuras que conforman el colimador pueden ser estructuras que incluyen bordes curvos. Por ejemplo, las dos estructuras del tipo mostrado en la figura 17 pueden sustituir las dos estructuras de la figura 16. El funcionamiento del colimador de dos estructuras es, por el contrario, tal como se describe anteriormente.

A este respecto, en implementaciones a modo de ejemplo, el colimador puede ser una estructura que presenta una forma curva que presenta un radio de curvatura que varía de manera continua a lo largo de su borde, permitiendo de ese modo que al menos parte del borde coincida de manera próxima con el borde de un objetivo de irradiación, o bien directamente o bien haciendo rotar el borde en un ángulo apropiado. En este ejemplo, el colimador 275 es una curva francesa que puede moverse para rastrear el haz, o bien parcialmente o bien por completo, y que puede hacerse rotar en dos o tres dimensiones en relación con el objetivo de irradiación para controlar la aplicación del haz

de partículas. Cualquier estructura curvada de manera apropiada puede incluirse en el colimador. Tal como fue el caso anterior, el colimador 275 puede moverse solo a lo largo del borde del objetivo de irradiación para rastrear el movimiento del haz de partículas (por ejemplo, de modo que la ubicación del colimador coincida con el haz de partículas cuando el haz de partículas alcanza el borde de objetivo de irradiación). Tal como fue el caso anterior, el colimador puede, o puede no rastrear el movimiento del haz de partículas en el interior del objetivo de irradiación.

Un colimador puede incluir solo una estructura del tipo mostrado en la figura 17 o el colimador puede incluir dos o más estructuras de este tipo. Por ejemplo, dos estructuras del tipo mostrado en la figura 17 pueden sustituir las dos estructuras de la figura 16. El funcionamiento del colimador de dos estructuras es, por el contrario, tal como se describe anteriormente.

En algunas implementaciones, el sistema de plan de tratamiento puede diseñarse de modo que la velocidad de exploración (por ejemplo, la velocidad a la que el punto de haz de partículas atraviesa el objetivo de irradiación) es diferente en el interior del objetivo de irradiación que en los bordes del objetivo de irradiación. Por ejemplo, la velocidad de exploración puede ser más rápida en el interior del objetivo de irradiación que en los bordes del objetivo de irradiación. Esta disposición permite una mayor precisión de exploración en los bordes del objetivo de irradiación que en el interior del objetivo de irradiación. Este tipo de exploración de velocidad variable puede implementarse usando cualquier tipo apropiado de colimador, incluyendo el descrito en el presente documento, o este tipo de exploración de velocidad variable puede implementarse sin usar ningún colimador. En cualquier caso, una velocidad menor en el borde de objetivo de irradiación puede permitir una exploración más precisa en este caso, lo que puede reducir las posibilidades de que el haz de partículas impacte fuera del objetivo de irradiación.

En algunas implementaciones, el colimador descrito en el presente documento puede usarse en un procedimiento de terapia por protones con intensidad modulada. En un procedimiento de este tipo, el haz de protones se proyecta en el objetivo de radiación desde diferentes direcciones de modo que un porcentaje de la dosis global se suministra desde cada dirección. Como resultado, la cantidad de dosis suministrada a volúmenes fuera del objetivo de irradiación puede reducirse. Por ejemplo, la figura 18 muestra un haz 280 de partículas aplicado al objetivo de irradiación 281 desde tres ángulos diferentes. En este ejemplo, 1/3 de la dosis total puede aplicarse desde un ángulo; 1/3 de la dosis total puede aplicarse desde otro ángulo; y 1/3 de la dosis total puede aplicarse desde aún otro ángulo. Es decir, el haz de partículas puede explorarse en el ángulo 282 en relación con la horizontal 285 para aplicar 1/3 de la dosis; el haz de partículas puede explorarse en el ángulo 283 para aplicar 1/3 de la dosis; y el haz de partículas puede explorarse en el ángulo 284 para aplicar 1/3 de la dosis. Como resultado, la cantidad de radiación aplicada al tejido 287 circundante se dispersa en ángulos apropiados, reduciendo de ese modo las posibilidades de que tejido circundante se exponga a cantidades dañinas de radiación. Puede emplearse cualquier número apropiado de ángulos y una dosificación apropiada por ángulo.

Objetivos de irradiación, tales como tumores, normalmente no son simétricos. Por consiguiente, normalmente se requiere diferente colimación de haz para los diferentes ángulos de aplicación del haz de partículas. Los colimadores a modo de ejemplo descritos en el presente documento pueden colocarse en ubicaciones apropiadas a lo largo del borde del objetivo de irradiación (tal como se describe anteriormente) para proporcionar una colimación apropiada según el ángulo de irradiación. En algunas implementaciones, los colimadores a modo de ejemplo pueden rastrear el movimiento del haz de partículas, o bien solo en el borde el objetivo de irradiación o en la totalidad de alguna parte (por ejemplo, todo) el movimiento del haz de partículas en todos los ángulos de aplicación.

En algunas implementaciones, los colimadores a modo de ejemplo descritos en el presente documento impiden la transmisión del haz de partículas al tejido circundante bloqueando el haz de partículas. En algunas implementaciones, los colimadores a modo de ejemplo pueden permitir una transmisión parcial del haz de partículas, dando como resultado de ese modo una aplicación de niveles más bajos de radiación al tejido circundante que al objetivo de irradiación. Cualquiera de los colimadores a modo de ejemplo descritos en el presente documento pueden producirse de esta manera.

Los colimadores a modo de ejemplo descritos en el presente documento pueden estar montados en uno o más brazos robóticos controlados por ordenador u otras estructuras para controlar su movimiento en relación con el objetivo de irradiación. Un colimador también puede estar montado en el propio sistema de exploración. Normalmente, el colimador está montado lo más cerca del paciente en relación con otros elementos del sistema de exploración por haz de partículas (por ejemplo, aguas abajo con respecto al haz de otros elementos del sistema de exploración). En implementaciones en donde el colimador incluye más de una pieza (por ejemplo, la figura 16), puede haber más de un brazo robótico u otra estructura para controlar de manera independiente las diferentes piezas del colimador según el plan de tratamiento. En algunas implementaciones, un único brazo robótico puede estar configurado para controlar las diferentes piezas del colimador de manera independiente o para controlar una combinación de piezas ensambladas previamente.

En algunas implementaciones, el degradador de energía también puede estar configurado para rastrear el movimiento del haz de partículas. A este respecto, en algunas implementaciones, tales como la implementación a modo de ejemplo descrita con respecto a las figuras 7 y 8, el degradador de energía puede incluir múltiples placas que pueden moverse en la trayectoria del haz de partículas para controlar la cantidad de energía en el haz y controlar de ese modo la profundidad a la que el haz de partículas penetra en el objetivo de irradiación. De este

modo, el degradador de energía se usa para realizar exploración de profundidad (la dirección del haz de partículas o la dirección Z) en el objetivo de irradiación. Normalmente, cada placa absorbe una cantidad de energía en el haz de partículas. Por consiguiente, cuantas más placas se coloquen enfrente del haz de partículas, menos energía presenta el haz, y menos profundamente penetrará el haz en el objetivo de irradiación. Por el contrario, cuantas menos placas se coloquen enfrente del haz de partículas, más energía presenta el haz (dado que se absorbe menos energía por la(s) placa(s)), y más profundamente penetrará el haz en el objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, cada placa presenta aproximadamente el mismo grosor, y, por tanto, absorbe aproximadamente la misma cantidad de energía de haz. En otras implementaciones, diferentes placas pueden presentar diferentes grosores, correspondiendo el grosor de una placa a la cantidad de energía que la placa absorbe.

En algunas implementaciones, cada una de las placas presenta un área de superficie que es aproximadamente el tamaño del campo de irradiación. En este contexto, el campo de irradiación puede definirse por un plano que define la máxima extensión a la que puede moverse un haz de partículas en las direcciones X e Y en relación con el objetivo de irradiación. Por ejemplo, la figura 19 muestra un campo 290 de irradiación enfrente de un objetivo 291 de irradiación. Debido a las limitaciones físicas del sistema, un haz de partículas puede moverse a través de, pero no más allá del plano que define el campo de irradiación. Por consiguiente, para garantizar que el degradador de energía puede aplicarse a cualquier ubicación dentro del campo de irradiación, en algunas implementaciones cada una de las placas en el degradador de energía presenta una superficie que es al menos tan grande como, y en algunos casos que supera, el tamaño del campo de irradiación. Esta configuración, sin embargo, puede dar como resultado placas que son grandes (por ejemplo, posiblemente un metro cuadrado o metros cuadrados), y, por tanto, que pueden ser pesadas y relativamente lentas de mover. El movimiento lento de las placas puede dar como resultado un tratamiento más lento.

En algunas implementaciones, los degradadores de energía pueden ser más pequeños que el tamaño del campo de irradiación, y rastrear al menos parte del movimiento del haz de partículas. Como resultado, el degradador de energía puede ser más ligero, lo que puede reducir la cantidad de tiempo que puede consumir colocar las placas de degradador de energía en la trayectoria del haz de partículas y, por tanto, reducir el tiempo de tratamiento. El degradador de energía puede rastrear el haz de partículas en dos direcciones (por ejemplo, XY) o en tres direcciones (por ejemplo, XYZ). Es decir, el degradador de energía puede moverse en un plano perpendicular al haz de partículas, o el degradador de energía pueden moverse en un plano perpendicular al haz de partículas y a lo largo de una dirección longitudinal del haz de partículas. A este respecto, cualquiera de los colimadores descritos en el presente documento también puede moverse en un plano perpendicular al haz de partículas, o cualquiera de los colimadores descritos en el presente documento también pueden moverse en un plano perpendicular al haz de partículas y a lo largo de una dirección longitudinal del haz de partículas. El movimiento del/de los colimador(es) y del/de los degradador(es) de energía puede ser independiente o estar coordinado.

Por ejemplo, un degradador de energía puede estar comprendido por múltiples piezas, que pueden ser placas u otras estructuras construidas para absorber energía de haz de partículas durante el tratamiento. Cada pieza puede presentar la misma área (XY) y grosor (Z) o diferentes piezas pueden presentar diferentes áreas y grosores. Haciendo referencia a la figura 20, dos o más piezas 294 que presentan el mismo o diferentes grosores pueden colocarse enfrente de un objetivo 295 de irradiación en la trayectoria del haz 293 de partículas para lograr una absorción particular de cantidad de energía. Alternativamente, una única pieza que presenta un grosor específico puede colocarse enfrente del haz para lograr una absorción particular de cantidad de energía. Por ejemplo, si se necesita una absorción particular de energía, el ordenador de control puede seleccionar una pieza con el grosor apropiado para lograr esa absorción.

En ejemplos en donde se colocan dos o más piezas enfrente del haz, esas piezas pueden ensamblarse antes de colocarse o ensamblarse dinámicamente durante la colocación. Por ejemplo, el ordenador de control puede seleccionar dos piezas, disponerlas, y entonces mover la combinación de las dos piezas en la trayectoria de haz. Alternativamente, el ordenador de control puede seleccionar dos piezas y entonces mover la combinación de las dos piezas en la trayectoria de haz simultáneamente pero no en combinación (por ejemplo, cada una puede moverse con un brazo robótico independiente).

El degradador de energía, o las piezas del mismo, puede rastrear el movimiento del haz de partículas a través de al menos parte del campo de irradiación para lograr una absorción de energía apropiada, y, por tanto, la penetración de profundidad de haz, en diversos puntos en el objetivo de irradiación. El plan de tratamiento puede dictar dónde necesita estar el degradador de energía en cualquier momento particular durante el tratamiento, y la retroalimentación desde la cámara de ionización puede usarse para colocar y corregir la posición, si fuese necesario. En algunas implementaciones, la precisión con la que el degradador de energía necesita rastrear el haz de partículas se basa en el tamaño del degradador y el tamaño de punto del haz de partículas en el punto en donde el haz de partículas corta el degradador de energía.

Más específicamente, en algunos ejemplos, cuanto más pequeña sea el área de superficie del degradador de energía, de manera más próxima debe rastrear el movimiento del degradador de energía el movimiento del haz de partículas. Por el contrario, en otros ejemplos, cuanto mayor sea el área de superficie del degradador de energía, menos próximo necesita ser el movimiento del degradador de energía para rastrear el movimiento del haz de partículas. Por ejemplo, haciendo referencia a la figura 21, si el degradador 299 de energía presenta un área de

superficie que es próxima a un área 300 de superficie de punto en el punto en donde el haz de partículas corta el degradador de energía, el degradador de energía debe rastrear el movimiento del haz de partículas de manera bastante próxima con el fin de garantizar que el degradador de energía está enfrente del haz de partículas en relación con el objetivo 301 de irradiación en momentos apropiados durante el tratamiento. Por ejemplo, el movimiento de haz 304 de partículas desde la ubicación 302 hasta la ubicación 303 también requerirá que el degradador 299 de energía se mueva en la dirección de la flecha 305 para permanecer en la trayectoria de haz, dado que las áreas del punto y el degradador son relativamente próximas en tamaño. Tal como se indicó, el movimiento del haz de partículas puede dictarse por el plan de tratamiento y detectarse a través del uso de la cámara de ionización y retroalimentarse al ordenador de control. Esta información también puede usarse para controlar el movimiento del degradador de energía.

En algunas implementaciones, el degradador de energía móvil puede ser considerablemente mayor que el punto de haz de partículas. En estos casos, el degradador de energía no necesita rastrear el movimiento del haz de partículas de manera tan próxima con el fin de garantizar que el degradador de energía está enfrente del haz de partículas en momentos apropiados durante el tratamiento. De hecho, dependiendo del tamaño del degradador de energía, el degradador de energía no necesita moverse en absoluto en algunos casos en donde el haz de partículas se mueve. Es decir, para algunos movimientos del haz de partículas, el degradador de energía puede permanecer estacionario, pero para otros movimientos del haz de partículas, el degradador de energía también se mueve para interceptar el haz de partículas. Por ejemplo, la figura 22 muestra un caso en donde el degradador 310 de energía es considerablemente mayor que el punto de haz 311 de partículas en el punto en donde el haz de partículas corta el degradador de energía. A medida que el punto de haz de partículas se mueve desde el punto 314a hasta el punto 314b, el degradador de energía permanece en la trayectoria de haz, aunque el degradador de energía no se haya movido. El sistema informático de control, al conocer el tamaño del degradador y las posiciones de los dos puntos, no mueve el degradador de energía en este caso. Por consiguiente, en este caso, el degradador de energía no necesita rastrear el movimiento del punto de haz de partículas. Sin embargo, cuando el punto se mueve al punto 314c, el degradador de energía (o pieza(s) del mismo) se moverá para rastrear e interceptar el haz para permanecer en la trayectoria de haz. Por consiguiente, el tamaño del degradador de energía en relación con el punto del haz es un factor determinante con respecto a cuándo, y cuánto, se requiere que el degradador de energía se mueva durante la exploración.

En algunas implementaciones, el degradador de energía puede incluir múltiples partes o piezas. Por ejemplo, una parte o pieza puede usarse para rastrear el movimiento del haz de partículas a través de parte de un objetivo de irradiación (por ejemplo, irradiación aplicada desde la parte superior del objetivo de irradiación) y otra parte o pieza puede usarse para rastrear el movimiento del haz de partículas a través de otra parte de un objetivo de irradiación (por ejemplo, irradiación aplicada desde la parte inferior del objetivo).

El degradador de energía (o piezas del mismo) puede presentar cualquier forma, por ejemplo, cuadrada, rectangular, circular, oval, irregular, regular, poligonal, esférica, cúbica, tetraédrica, y así sucesivamente. El degradador de energía (o piezas del mismo) puede presentar cualquier tamaño apropiado. Por ejemplo, el degradador de energía (o piezas del mismo) puede presentar un área de superficie menos que el área del campo de irradiación, que es menor que $3/4$ del área del campo de irradiación, que es menor que $1/2$ del área del campo de irradiación, que es menor que $1/3$ del área del campo de irradiación, que es menor que $1/4$ del área del campo de irradiación, que es menor que $1/5$ del área del campo de irradiación, o así sucesivamente. El degradador de energía (o piezas del mismo) puede presentar un área de superficie que es menor que veinte veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que quince veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que diez veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que nueve veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que ocho veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que siete veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que seis veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que cinco veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que cuatro veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, que es menor que tres veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación, o que es menor que dos veces el área del punto de haz de partículas en el campo de irradiación. En algunas implementaciones, el degradador de energía (o piezas del mismo) puede presentar un área de superficie que es un múltiplo del tamaño de punto, por ejemplo, dos veces el tamaño de punto, tres veces el tamaño de punto, cinco veces el tamaño de punto, diez veces el tamaño de punto, y así sucesivamente.

En algunas implementaciones, cada pieza (por ejemplo, capa de múltiples capas) presenta un mismo tamaño, forma, grosor y composición. En otras implementaciones, diferentes piezas pueden presentar diferentes tamaños, formas grosores y composiciones.

El movimiento del degradador de energía a modo de ejemplos descrito en el presente documento puede controlarse de diversas maneras. Por ejemplo, la corriente a través del imán 108 puede corresponder a la deflexión del haz de partículas por el imán y, por tanto, la ubicación del punto de haz de partículas en el objetivo de irradiación. De modo que, por ejemplo, al conocer la corriente a través del imán y la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el imán, una operación de control de sistema informático del sistema de exploración puede determinar la ubicación proyectada del punto de irradiación. Y, al conocer la ubicación del punto de radiación, y el tamaño del degradador de

energía en relación con el tamaño de punto, el sistema informático puede controlar el degradador de energía, para rastrear (si fuese necesario) el movimiento del punto de irradiación a lo largo de la totalidad o parte de su movimiento, tal como se describe en el presente documento.

El degradador de energía móvil a modo de ejemplo tal como se describe en el presente documento puede estar montado en uno o más brazos robóticos controlados por ordenador u otras estructuras que también contienen elementos del sistema de exploración para controlar el movimiento en relación con el objetivo de irradiación. En implementaciones en donde el degradador de energía incluye más de una pieza (por ejemplo, múltiples piezas o placas), puede existir más de un brazo robótico para controlar de manera independiente las diferentes piezas del degradador de energía según el plan de tratamiento. En algunas implementaciones, un único brazo robótico puede estar configurado para controlar las diferentes piezas de manera independiente.

Diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación pueden explorarse según diferentes planes de tratamiento. Tal como se describe anteriormente, un degradador de energía se usa para controlar la profundidad de exploración. En algunas implementaciones, el haz de partículas puede interrumpirse o redirigirse durante la configuración del degradador de energía. En otras implementaciones, este no necesita ser el caso.

Descritos en el presente documento se encuentran ejemplos de tratamiento de secciones transversales de un objetivo de irradiación. Estas pueden ser secciones transversales que son aproximadamente perpendiculares a la dirección del haz de partículas. Sin embargo, los conceptos descritos en el presente documento pueden aplicarse de igual modo para tratar otras partes de un objetivo de irradiación que no son secciones transversales perpendiculares a la dirección del haz de partículas. Por ejemplo, un objetivo de irradiación puede segmentarse en volúmenes con forma esférica, cúbica u otras formas, y esos volúmenes pueden tratarse usando los procedimientos, sistemas, y/o dispositivos a modo de ejemplo descritos en el presente documento.

El procedimiento descrito en el presente documento puede usarse con un único acelerador de partículas, y dos o más de las características del mismo descritas en el presente documento pueden usarse con el único acelerador de partículas. El acelerador de partículas puede usarse en cualquier tipo de aplicación médica o no médica. A continuación, se proporciona un ejemplo de un sistema de terapia con partículas que puede usarse. Notablemente, los conceptos descritos en el presente documento pueden usarse en otros sistemas no descritos específicamente.

Haciendo referencia a la figura 23, una implementación a modo de ejemplo de un sistema 400 de terapia de radiación de partículas cargado incluye un acelerador 402 de partículas de producción de haz que presenta un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños para permitir que se monte en un soporte 404 rotatorio con su emisión dirigida recta (es decir, esencialmente directamente) al alojamiento de acelerador hacia un paciente 406. El acelerador 402 de partículas también incluye un sistema de exploración de un tipo descrito en el presente documento (por ejemplo, las figuras 3 a 22).

En algunas implementaciones, el soporte de acero presenta dos patas 408, 410 montadas para la rotación en dos cojinetes 412, 414 respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por una viga 416 de acero que es lo suficientemente larga para abarcar una zona 418 de tratamiento en la que se encuentra el paciente (por ejemplo, el doble de lo alta que sea una persona alta, para permitir la rotación de la persona por completo dentro del espacio permaneciendo cualquier área objetivo deseada del paciente en la línea del haz) y se une de manera estable en ambos extremos a las patas rotatorias del soporte.

En algunos ejemplos, la rotación del soporte se limita a un intervalo 420 de menos de 360 grados, por ejemplo, aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 422 se extienda desde una pared de la bóveda 424 que aloja el sistema de terapia en la zona de tratamiento del paciente. El intervalo de rotación limitado del soporte también reduce el grosor requerido de algunas de las paredes (que no están alineadas directamente con el haz, por ejemplo, la pared 430), lo que proporciona emisión de radiación de personas fuera de la zona de tratamiento. Un intervalo de 180 grados de rotación de soporte es suficiente para cubrir todos los ángulos de enfoque de tratamiento, pero puede ser útil proporcionar un mayor intervalo de recorrido. Por ejemplo, el intervalo de rotación puede ser de entre 180 y 330 grados y seguir proporcionando margen para el espacio de suelo de terapia. En otras implementaciones, la rotación no se limita tal como se describe anteriormente.

El eje 432 de rotación horizontal del soporte se ubica nominalmente un metro por encima del suelo en donde el paciente y terapeuta interaccionan con el sistema de terapia. Este suelo se coloca aproximadamente 3 metros por encima del suelo inferior de la bóveda de emisión del sistema de terapia. El acelerador puede cambiar bajo el suelo elevado para suministrar haces de tratamiento desde debajo del eje de rotación. El sofá del paciente se mueve y rota en un plano paralelo sustancialmente horizontal al eje de rotación del soporte. El sofá puede rotar a través de un intervalo 434 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de intervalos y grados de rotación de libertad del soporte y paciente permiten al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de enfoque para el haz. Si fuese necesario, el paciente puede colocarse sobre el sofá en la orientación opuesta y entonces pueden usarse todos los ángulos posibles.

En algunas implementaciones, el acelerador usa una configuración de sincrociclotrón que presenta una estructura electromagnética superconductora de campo magnético elevado. Como el radio de curvatura de una partícula

cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un aumento en el campo magnético aplicado a la misma, la estructura magnética superconductora de campo magnético elevado permite que el acelerador pueda hacerse más pequeño y ligero. El sincrociclotrón usa un campo magnético que es uniforme en ángulo de rotación y pierde resistencia con un aumento de radio. Una forma de campo de este tipo puede lograrse independientemente de las magnitudes del campo magnético, de modo que en teoría no existe ningún límite superior para la resistencia de campo magnético (y, por tanto, la energía de partícula resultante en un radio fijo) que pueda usarse en un sincrociclotrón.

El sincrociclotrón está soportado en el soporte de modo que el haz se genera directamente en línea con el paciente. El soporte permite la rotación del sincrociclotrón alrededor de un eje de rotación horizontal que contiene un punto (isocentro 440) dentro de, o cerca del paciente. El amarre de división que es paralelo al eje de rotación, soporta el sincrociclotrón en ambos lados.

Dado que el intervalo de rotación del soporte se limita en algunas implementaciones a modo de ejemplo, una zona de soporte de paciente puede alojarse en una zona amplia alrededor del isocentro. Dado que el suelo puede extenderse ampliamente alrededor del isocentro, una mesa de soporte de paciente puede colocarse para moverse en relación con y para rotar alrededor de un eje 442 vertical a través del isocentro de modo que, mediante una combinación de rotación de soporte y movimiento y rotación de mesa, puede lograrse cualquier dirección de ángulo de haz en cualquier parte del paciente. En algunas implementaciones, los dos brazos de soporte están separados por más del doble de la altura de un paciente alto, permitiendo que el sofá con el paciente rote y se traslade en un plano horizontal por encima del suelo elevado.

Al limitar el ángulo de rotación de soporte se permite una reducción en el grosor de al menos una de las paredes que rodean la sala de tratamiento. Paredes gruesas, normalmente construidas de hormigón, proporcionan protección frente a radiación a los individuos fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de un haz de protones de parada puede ser aproximadamente el doble de gruesa que una pared en el extremo opuesto de la sala para proporcionar un nivel de protección equivalente. Al limitar el intervalo de rotación de soporte se permite que la sala de tratamiento se sitúe por debajo del grado terrestre en tres lados, al tiempo que permite que una zona ocupada adyacente a la pared más delgada reduzca el coste de construcción de la sala de tratamiento.

En la implementación a modo de ejemplo mostrada en la figura 23, el sincrociclotrón 402 superconductor funciona con un campo magnético de pico en un hueco de polo del sincrociclotrón de 8,8 Teslas. El sincrociclotrón produce un haz de protones que presenta una energía de 250 MeV. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón es una máquina de energía variable, y puede emitir haces de protones que presentan diferentes energías. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede producir un haz que presenta una energía fija. En algunas implementaciones la resistencia de campo puede encontrarse en el intervalo de 4T a 20T y la energía de protón puede encontrarse en el intervalo de 150 a 300 MeV.

El sistema de terapia por radiación descrito en este ejemplo se usa para terapia de radiación con protones, pero pueden aplicarse los mismos principios y detalles en sistemas análogos para usarse en sistemas de tratamiento con iones pesados.

Tal como se muestra en las figuras 1, 2, 24, 25, y 26, un sincrociclotrón 10 a modo de ejemplo (por ejemplo, 402 en la figura 23) incluye un sistema 122 de imán que contiene una fuente 190 de partículas, un sistema 191 de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema 318 de extracción de haz. En este ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema de imán presenta una forma apropiada para mantener el foco de un haz de protones contenido usando una combinación de un par de división de bobinas 140, 142 superconductoras anulares y un par caras 144, 146 polares ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero bajo en carbono).

Las dos bobinas superconductoras de imán están centradas en un eje 147 común y están separadas a lo largo del eje. Las bobinas pueden estar formadas por cordones superconductores con base Nb_3Sn de 0,8 mm de diámetro (que comprenden inicialmente un alma de estaño-niobio rodeada por una envuelta de cobre) desplegada en una geometría conductora de cable en canal torsionada. Después de cablear en conjunto siete cordones individuales, se calientan para provocar una reacción que forma el material superconductor final (frágil) del alambre. Después de haber hecho reaccionar el material, los alambres se sueldan al canal de cobre (dimensiones exteriores 3,18 x 2,54 mm y dimensiones interiores 2,08 x 2,08 mm) y se cubren con aislante (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejido). El canal de cobre que contiene los alambres se bobina entonces en una bobina que presenta una sección transversal rectangular. La bobina bobinada se impregna a vacío con un compuesto de epoxi. Las bobinas finales se montan en un carrete de bobina inverso de acero inoxidable anular. Pueden colocarse mantas de calentamiento a intervalos en las capas de los bobinados para proteger el conjunto en el caso de una desactivación de imán.

La totalidad de la bobina puede entonces recubrirse con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y entonces introducirla en una capa de epoxi adicional. La compresión previa de la bobina puede proporcionarse mediante el calentamiento del carrete de bobina inverso de acero inoxidable y ajustar las bobinas dentro del carrete de bobina inverso. El diámetro interior del carrete de bobina inverso se elige de modo que cuando la totalidad de la masa se enfría a 4 K, el carrete de bobina inverso permanece en contacto con la bobina y

proporciona cierta compresión. El calentamiento del carrete de bobina inverso de acero inoxidable a aproximadamente 50 grados C y ajustar las bobinas a una temperatura de 100 grados Kelvin puede lograr esto.

La geometría de la bobina se mantiene montando las bobinas en un carrete de bobina "inverso" rectangular para ejercer una fuerza de restauración que funciona contra la fuerza de distorsión producida cuando las bobinas se energizan. Tal como se muestra en la figura 25, en algunas implementaciones, la posición de bobina se mantiene en relación con piezas de polo de imán correspondientes y usando el criostato un conjunto de cordones 402, 404, 406 de soporte de caliente a frío. El soporte de la masa fría con cordones delgados reduce la filtración de calor impartida a la masa fría mediante el sistema de soporte rígido. Los cordones se disponen para soportar la fuerza de gravitación variable en la bobina a medida que el imán rota integrado en el soporte. Soportan los efectos combinados de gravedad y la gran fuerza de descentrado realizada por la bobina cuando se altera de una posición perfectamente simétrica en relación con la culata de imán. Adicionalmente, los enlaces actúan para reducir fuerzas dinámicas impartidas sobre la bobina a medida que el soporte acelera y decelera cuando se cambia su posición. Cada soporte de caliente a frío puede incluir un S2 enlace de fibra de vidrio y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono está soportado a través de pasadores entre la culata caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K), y el S2 enlace de fibra de vidrio 408 está soportado a través del pasador de temperatura intermedia y un pasador unido a la masa fría. Cada pasador puede estar realizado de acero inoxidable de alta resistencia.

Haciendo referencia a la figura 1, el perfil de resistencia de campo en función del radio se determina en gran medida por la elección de la geometría de bobina y la forma de cara polar; las caras 144, 146 polares del material de culata permeable pueden perfilarse para un ajuste fino de la forma del campo magnético para garantizar que el haz de partículas permanece focalizado durante la aceleración.

Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas próximas al cero absoluto (por ejemplo, aproximadamente 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobina (las bobinas y el carrete de bobina) en el interior de una cámara 170 criostática de acero inoxidable o aluminio anular evacuada (criostato) que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos 171, 173 de soporte. En una versión alternativa (por ejemplo, la figura 2) la pared exterior del criostato puede estar realizada de acero de carbono bajo para proporcionar una trayectoria de flujo de retorno adicional para el campo magnético.

En algunas implementaciones, la temperatura cerca del cero absoluto se logra y se mantiene usando un sistema de refrigeración criogénico Gifford-McMahon de una única etapa y tres sistemas de refrigeración criogénicos Gifford McMahon de dos etapas. Cada sistema de refrigeración criogénico de dos etapas presenta un extremo de frío de segunda etapa unido a un condensador que recondensa vapor de helio en helio líquido. En algunas implementaciones, la temperatura cerca del cero absoluto se logra y se mantiene usando un canal de refrigeración (no mostrado) que contiene helio líquido, que se forma en el interior de una estructura de soporte de bobina superconductora (por ejemplo, el carrete de bobina inverso), y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la bobina superconductora correspondiente. Un ejemplo de sistema de refrigeración de helio líquido del tipo descrito anteriormente, y que puede usarse se describe en la solicitud de patente estadounidense n.º 13/148.000 (Begg *et al.*).

En algunas implementaciones, el conjunto de bobina y las cámaras criostáticas se montan dentro de y se encierran por completo por dos mitades 181, 183 de una culata 100 de imán con forma de cajita. La culata 100 proporciona una trayectoria para el flujo 184 de campo magnético de retorno y protege magnéticamente el volumen 186 entre las caras 144, 146 polares para impedir que influencias magnéticas externas alteren la forma del campo magnético dentro de ese volumen. La culata también sirve para reducir el campo magnético de dispersión en las proximidades del acelerador. En otras implementaciones, el conjunto de bobina y las cámaras criostáticas se montan dentro de y se encierran por completo por un entorno no magnético, y la trayectoria para el flujo de campo magnético de retorno se implementa usando un sistema de retorno activo, un ejemplo del cual se describe anteriormente.

Tal como se muestra en las figuras 1 y 27, el sincrociclotrón incluye una fuente 190 de partículas con una geometría de medidor de iones de Penning ubicada próxima al centro 192 geométrico de la estructura 182 de imán. La fuente de partículas puede ser tal como se describe a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662 incorporada en el presente documento a modo de referencia.

La fuente 190 de partículas se alimenta desde un suministro 399 de hidrógeno a través de una línea 393 de gas y el tubo 394 que suministra hidrógeno gaseoso. Cables eléctricos 294 portan una corriente eléctrica desde una fuente de corriente para estimular la descarga de electrones desde los cátodos 392, 390 que están alineados con el campo 400 magnético.

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un orificio pequeño desde el tubo 394 para crear un suministro de iones positivos (protones) para la aceleración por una placa de radiofrecuencia semicircular (con forma de D) que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura de imán y una placa D ficticia. En el caso de una fuente de partículas interrumpida (un ejemplo de la cual se describe en la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662), la totalidad (o una parte sustancial, por ejemplo, la mayor parte) del tubo que contiene plasma se retira en la región de aceleración.

Tal como se muestra en la figura 28, la placa D 500 es una estructura de metal hueca que presenta dos superficies 503, 505 semicirculares que encierran un espacio 507 en el que se aceleran los protones durante la mitad de su rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura de imán. Un conducto 509 que se abre en el espacio 507 se extiende a través del entorno (por ejemplo, la culata o pieza(s) de polo) hasta una ubicación externa a partir de la que puede unirse una bomba de vacío para evacuar el espacio 507 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío en la que se produce la aceleración. La placa D ficticia 502 comprende un anillo de metal rectangular que está separado próximo al reborde expuesto de la placa D. La placa D ficticia se conecta a tierra a la cámara de vacío y la culata de imán. La placa D 500 se acciona mediante una señal de radiofrecuencia que se aplica al extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 507. El campo eléctrico de radiofrecuencia se realiza para variar en el tiempo a medida que el haz de partículas acelerado aumenta en distancia desde el centro geométrico. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede controlarse de la manera descrita en la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.359, titulada "Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage", cuyo contenido se incorpora en el presente documento a modo de referencia.

Para que el haz emerja de la fuente de partículas ubicada de manera céntrica para despejar la estructura de fuente de partículas a medida que comienza a girar en espiral hacia fuera, puede aplicarse una gran diferencia de tensión a través de las placas de radiofrecuencia. Se aplican 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones pueden aplicarse de 8.000 a 20.000 a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para accionar esta gran tensión, la estructura de imán se dispone para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y la tierra. Esto puede realizarse formando orificios con suficiente espacio desde las estructuras de radiofrecuencia a través de la culata exterior y el alojamiento de criostato y creando suficiente espacio entre las caras polares de imán.

El potencial alterno de alta tensión que acciona la placa D presenta una frecuencia que se barre hacia abajo durante el ciclo de aceleración para contabilizar la masa relativista en aumento de los protones y el campo magnético en disminución. La placa D ficticia no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que está a un potencial a tierra a lo largo de las paredes de la cámara de vacío. Pueden usarse otras disposiciones de placa tal como más de un par de electrodos de aceleración accionados con diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura de RF puede ponerse a punto para mantener la Q elevada durante el barrido de frecuencia requerido usando, por ejemplo, un condensador rotatorio que presenta hojas rotatorias que se engranan entre ellas y hojas estacionarias. Durante cada engrane de las hojas, la capacitancia aumenta, por tanto, bajando la frecuencia resonante de la estructura de RF. Las hojas pueden formarse para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Puede engancharse en fase un motor de accionamiento para el condensador rotatorio al generador de RF para un control preciso. Un conjunto de partículas puede acelerarse durante cada engrane de las hojas del condensador rotatorio.

La cámara de vacío en la que se produce la aceleración es un recipiente generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el reborde. La cámara de vacío alberga las placas de RF y la fuente de partículas y se evacúa por una bomba de vacío. El mantenimiento de un alto vacío reduce las posibilidades de que los iones acelerados no se pierdan en colisiones con moléculas de gas y permite que la tensión de RF se mantenga a un nivel superior sin conectarse a tierra.

Protones (u otros iones) atraviesan una trayectoria generalmente en espiral orbital que comienza en la fuente de partículas. En la mitad de cada bucle de la trayectoria en espiral, los protones ganan energía a medida que pasan a través del campo eléctrico de RF. A medida que los protones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su trayectoria en espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio de bucle alcanza el radio máximo de la cara polar. En esa ubicación, una perturbación de campo eléctrico y magnético dirige protones a un área en donde el campo magnético disminuye rápidamente, y los protones salen del área del campo magnético elevado y se dirigen a través de un tubo de evacuación, denominado en el presente documento canal de extracción, para salir del sincrociclotrón. Puede usarse un regenerador magnético para cambiar la perturbación de campo magnético para dirigir los protones. Los protones que salen tenderán a dispersarse a medida que entran en un área con un campo magnético marcadamente reducido que existe en la sala alrededor del sincrociclotrón. Elementos 507, 509 de conformación de haz en el canal 138 de extracción (figura 25) redirigen los protones de modo que se encuentran en un haz recto de extensión espacial limitada.

A medida que el haz sale del canal de extracción se hace pasar a través de un sistema 525 de formación de haz (figura 25), que puede incluir un sistema de exploración del tipo descrito en el presente documento. El sistema 525 de formación de haz puede usarse junto con un soporte interno que controla la aplicación del haz.

Campos magnéticos de dispersión que salen del sincrociclotrón pueden limitarse tanto por una culata de imán (que también sirve como pantalla) como por una pantalla 514 magnética independiente (por ejemplo, figura 1). La pantalla magnética independiente incluye una capa 517 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que alberga la culata con forma de cajita, separada por un espacio 516. Esta configuración que incluye una interposición de una culata, un espacio, y una pantalla logra una protección adecuada para un campo magnético dado con fugas de peso menor. Tal como se describe anteriormente, en algunas implementaciones, un sistema de retorno activo puede usarse en lugar de, o para aumentar el funcionamiento de la culata magnética y la pantalla.

Haciendo referencia a la figura 23, el soporte permite que el sincrociclotrón se haga rotar alrededor de un eje de rotación horizontal 432. La estructura 416 de viga presenta dos vanos 480, 482 generalmente paralelos. El sincrociclotrón se aloja entre los vanos aproximadamente a medio camino entre las patas. El soporte se equilibra para la rotación alrededor de los cojinetes usando contrapesos 622, 624 montados en extremos de las patas en oposición a la viga.

El soporte se acciona para rotar por un motor eléctrico montado en uno o ambas patas del soporte y se conecta a los alojamientos de cojinete mediante engranajes de accionamiento. La posición de rotación del soporte se deriva de señales proporcionadas por codificadores de ángulo de árbol incorporados en los motores de accionamiento de soporte y los engranajes de accionamiento.

En la ubicación en la que el haz de iones sale del sincrociclotrón, el sistema 525 de formación de haz actúa sobre el haz de iones para aportarle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede expandirse y su profundidad de penetración hacerse variar para proporcionar una radiación uniforme a través de un volumen de objetivo dado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos exploración activa tal como se describe en el presente documento.

Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (las bobinas superconductoras accionadas por corriente, las placas de accionamiento por RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de refrigeración de bobina superconductora, la fuentes de partícula accionadas por corriente, la fuente de gas de hidrógeno, y los refrigeradores de placa de RF, por ejemplo), pueden controlarse mediante electrónica de control de sincrociclotrón apropiada (no mostrada), lo que puede incluir, por ejemplo, uno o más dispositivos de procesamiento que ejecutan instrucciones a partir de una memoria para llevar a cabo el control.

Tal como se explicó anteriormente, haciendo referencia al sistema 602 de la figura 29, un acelerador de partículas de producción de haz, en este caso el sincrociclotrón 604 (que puede incluir cualesquiera y todas las características tal como se describen en el presente documento), puede estar montado en el soporte 605 rotatorio. El soporte 605 rotatorio es del tipo descrito en el presente documento, y puede rotar angularmente alrededor del soporte 606 de paciente. Esta característica permite que el sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas esencialmente directamente al paciente desde diversos ángulos. Por ejemplo, tal como en la figura 29, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte 606 de paciente, el haz de partículas puede dirigirse hacia abajo hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte 606 de paciente, el haz de partículas puede dirigirse hacia arriba hacia el paciente. El haz de partículas se aplica esencialmente directamente al paciente en cuanto a que un mecanismo de guiado de haz intermediario no se requiere. Un mecanismo de guiado, en este contexto, es diferente de un mecanismo de dimensionado o conformado porque un mecanismo de dimensionado o conformado no vuelve a guiar el haz, sino que en su lugar dimensiona y/o conforma el haz al tiempo que mantiene la misma trayectoria general del haz.

Detalles adicionales con respecto a una implementación a modo de ejemplo del sistema anterior pueden encontrarse en la patente estadounidense n.º 7.728.311, presentada el 16 de noviembre del 2006 y titulada "Particle Charged Radiation Therapy", y en la solicitud de patente estadounidense n.º 12/275.103, presentada el 20 de noviembre del 2008 y titulada "Inner Gantry". En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede ser un dispositivo de energía variable, tal como el descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º 13/916.401, presentada el 12 de junio del 2013.

Acelerador de partículas de energía variable

El acelerador de partículas usado en el sistema a modo de ejemplos de terapia con partículas y el sistema de exploración a modo de ejemplos descrito en el presente documento puede ser un acelerador de partículas de energía variable, un ejemplo del cual se describe a continuación

La energía de un haz de partículas extraído (la emisión del haz de partículas del acelerador) puede afectar al uso del haz de partículas durante el tratamiento. En algunas máquinas, la energía del haz de partículas (o partículas en el haz de partículas) no aumenta tras la extracción y antes del tratamiento. Haciendo referencia a la figura 30, un sistema 910 de tratamiento a modo de ejemplo incluye un acelerador 912, por ejemplo, un sincrociclotrón, del que se extrae un haz 914 de partículas (por ejemplo, protones) que presenta una energía variable para irradiar un volumen 924 de objetivo de un cuerpo 922. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, tales como una unidad 916 de exploración o una unidad 916 de dispersión, una o más unidades 918 de monitorización, y un degradador 920 de energía, se colocan a lo largo de 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.

Un volumen de objetivo que va a irradiarse (un objetivo de irradiación) por un haz de partículas para el tratamiento presenta, normalmente, una configuración tridimensional. En algunos ejemplos, para llevar a cabo el tratamiento, el volumen de objetivo se divide en capas a lo largo de la dirección de irradiación del haz de partículas de modo que la irradiación puede realizarse de manera capa por capa. Para determinados tipos de partículas, tales como protones, la profundidad de penetración (o qué capa alcanza el haz) dentro del volumen de objetivo se determina en gran

medida por la energía del haz de partículas. Un haz de partículas de una energía dada no alcanza sustancialmente más allá de una profundidad de penetración correspondiente para esa energía. Para mover el haz irradiación de una capa a otra capa del volumen de objetivo, la energía del haz de partículas se cambia.

En el ejemplo mostrado en la figura 30, el volumen 924 de objetivo se divide en nueve capas 926a-926i a lo largo de la dirección 928 de irradiación. En un procedimiento a modo de ejemplo, la irradiación comienza desde la capa 926i más profunda, una capa cada vez, gradualmente a las capas más superficiales y termina con la capa 926a más superficial. Antes de la aplicación al cuerpo 922, la energía del haz 914 de partículas se controla para encontrarse a un nivel para permitir que el haz de partículas se detenga en una capa deseada, por ejemplo, la capa 926d, sin penetrar sustancialmente adicionalmente en el cuerpo o el volumen de objetivo, por ejemplo, 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 hace más superficial en relación con la aceleración de partícula. En algunos ejemplos, la diferencia de energía de haz para tratar capas adyacentes del volumen 924 de objetivo es de aproximadamente 3 MeV a aproximadamente 100 MeV, por ejemplo, de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV, aunque también pueden ser posibles otras diferencias, dependiendo de, por ejemplo, el grosor de las capas y las propiedades del haz.

La variación de energía para tratar diferentes capas del volumen 924 de objetivo puede realizarse en el acelerador 912 (por ejemplo, el acelerador puede variar la energía) de modo que, en algunas implementaciones, no se requiere una variación de energía adicional tras extraer el haz de partículas del acelerador 912. De modo que, 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 presentan una energía que varía entre aproximadamente 100 MeV y aproximadamente 300 MeV, por ejemplo, entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV. La variación puede ser continua o no continua, por ejemplo, una etapa cada vez. En algunas implementaciones, la variación, continua o no continua, puede tener lugar a una velocidad relativamente elevada, por ejemplo, de hasta aproximadamente 50 MeV por segundo o de hasta aproximadamente 20 MeV por segundo. La variación no continua puede tener lugar en una etapa cada vez con un tamaño de etapa de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 90 MeV.

Cuando la irradiación se completa en una capa, el acelerador 912 puede variar la energía del haz de partículas para irradiar una siguiente capa, por ejemplo, en varios segundos o en menos de un segundo. En algunas implementaciones, el tratamiento del volumen 924 de objetivo puede continuar sin una interrupción sustancial o incluso sin ninguna interrupción. En algunas situaciones, el tamaño de etapa de la variación de energía no continua se selecciona para corresponder a la diferencia de energía necesaria para irradiar dos capas adyacentes del volumen 924 de objetivo. Por ejemplo, el tamaño de etapa puede ser el mismo que, o una fracción de, la diferencia de energía.

En algunas implementaciones, el acelerador 912 y el degradador 920 en conjunto varían la energía del haz 914. Por ejemplo, el acelerador 912 proporciona un ajuste aproximado y el degradador 920 proporciona un ajuste afinado 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 (por ejemplo, reduce) la energía del haz en una etapa de variación de aproximadamente 2-10 MeV.

El uso reducido (o ausencia) del degradador de energía, tal como un modulador de intervalo, puede ayudar a mantener propiedades y calidad del haz de emisión del acelerador, por ejemplo, intensidad de haz. El control del haz de partículas puede realizarse en el acelerador. Pueden reducirse o eliminarse efectos secundarios, por ejemplo, de neutrones generados cuando el haz de partículas pasa el degradador 920.

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

A este respecto, en algunos casos, la energía de haz requerida para tratar el volumen 930 de objetivo es superior a la energía de haz requerida para tratar el volumen 924 de objetivo. En tales casos, el acelerador 912 puede aumentar la energía de haz de emisión tras tratar el volumen 924 de objetivo y antes de tratar el volumen 930 de objetivo. En otros casos, la energía de haz requerida para tratar el volumen 930 de objetivo es menor de la energía de haz requerida para tratar el volumen 924 de objetivo. Aunque el degradador 920 puede reducir la energía, el acelerador 912 puede ajustarse para emitir una menor energía de haz para reducir o eliminar el uso del degradador 920. La división de los volúmenes 924, 930 de objetivo en capas puede ser diferente o igual. El volumen 930 de objetivo puede tratarse de manera similar de manera capa por capa para el tratamiento del volumen 924 de objetivo.

El tratamiento de los diferentes volúmenes 924, 930 de objetivo en el mismo paciente puede ser sustancialmente continuo, por ejemplo, siendo el tiempo de detención entre los dos volúmenes de no más de aproximadamente 30 minutos o menos, por ejemplo, 25 minutos o menos, 20 minutos o menos, 15 minutos o menos, 10 minutos o menos,

5 minutos o menos, o 1 minuto o menos. Tal como se explicó en el presente documento, el acelerador 912 puede estar montado en un soporte móvil y el movimiento del soporte puede mover el acelerador para alcanzar diferentes volúmenes de objetivo. En algunas situaciones, el acelerador 912 puede completar el ajuste de energía del haz 914 de emisión durante el tiempo durante el que el sistema de tratamiento realiza el ajuste (tal como mover el soporte) tras completar el tratamiento del volumen 924 de objetivo y antes de comenzar el tratamiento del volumen 930 de objetivo. Tras la alineación del acelerador y el volumen 930 de objetivo, el tratamiento puede comenzar con la energía de haz deseada, ajustada. El ajuste de energía de haz para diferentes pacientes también puede completarse de manera relativamente eficaz. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluyendo aumento/reducción de energía de haz y/o movilidad del soporte se realizan en aproximadamente 30 minutos, por ejemplo, en aproximadamente 25 minutos, en aproximadamente 20 minutos, en aproximadamente 15 minutos, en aproximadamente 10 minutos o en aproximadamente 5 minutos.

En la misma capa de un volumen de objetivo, puede aplicarse una dosis de irradiación moviendo el haz a través de la superficie bidimensional de la capa (que en ocasiones se denomina haz de exploración) usando una unidad 916 de exploración. Alternativamente, la capa puede irradiarse haciendo pasar el haz extraído a través de uno o más dispersores de la unidad 16 de dispersión (que en ocasiones se denomina haz de dispersión).

Las propiedades de haz, tales como energía e intensidad, pueden seleccionarse antes de un tratamiento o pueden ajustarse durante el tratamiento controlando el acelerador 912 y/u otros dispositivos, tales como la(s) unidad(es) 916 de exploración/dispersora(s), el degradador 920, y otros no mostrados en las figuras. En implementaciones a modo de ejemplo, el sistema 910 incluye un controlador 932, tal como un ordenador, en comunicación con uno o más dispositivos en el sistema. El control puede ser basándose en resultados de la monitorización realizada por el uno o más monitores 918, por ejemplo, monitorización de la intensidad de haz, dosis, ubicación de haz en el volumen de objetivo, etc. Aunque se muestra que los monitores 918 están entre el dispositivo 916 y el degradador 920, pueden colocarse uno o más monitores en otras ubicaciones apropiadas a lo largo de la trayectoria de irradiación de haz. El controlador 932 también puede almacenar un plan de tratamiento para uno o más volúmenes de objetivo (para el mismo paciente y/o diferentes pacientes). El plan de tratamiento puede determinarse antes de que el tratamiento comience y puede incluir parámetros, tales como la forma del volumen de objetivo, el número de capas de irradiación, la dosis de irradiación para cada capa, el número de veces que se irradia cada capa, etc. El ajuste de una propiedad de haz dentro del sistema 910 puede realizarse basándose en el plan de tratamiento. Pueden realizarse ajustes adicionales durante el tratamiento, por ejemplo, cuando se detecta una desviación del plan de tratamiento.

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

Generalmente, la magnitud del campo magnético puede ajustarse a escala con la magnitud de la corriente eléctrica. Al ajustar la corriente eléctrica total de las bobinas en un intervalo predeterminado puede generar un campo magnético que varía en un intervalo predeterminado correspondiente. En algunos ejemplos, un ajuste continuo de la corriente eléctrica puede conllevar una variación continua del campo magnético y una variación continua de la energía de haz de emisión. Alternativamente, cuando la corriente eléctrica aplicada a las bobinas se ajusta de una manera relacionada con etapa, continua, el campo magnético y la energía de haz de emisión también varían por consiguiente de manera no continua (relacionada con etapa). El ajuste a escala del campo magnético a la corriente puede permitir que se lleve a cabo la variación del a energía de haz de manera relativamente precisa, aunque algunas veces puede realizarse un ajuste menor distinto de la corriente de entrada.

En algunas implementaciones, para emitir haces de partículas que presentan una energía variable, el acelerador 912 está configurado para aplicar tensiones de RF que realizan el barrido de diferentes intervalos de frecuencia, correspondiendo cada intervalo a una energía de haz de emisión diferente. Por ejemplo, si el acelerador 912 está configurado para producir tres energías de haz de emisión diferentes, la tensión de RF puede realizar el barrido de tres intervalos de frecuencia diferentes. En otro ejemplo, correspondiente a variaciones de energía de haz continuas, la tensión de RF realiza el barrido de intervalos de frecuencia que cambian de manera continua. Los intervalos de frecuencia diferentes pueden presentar diferentes límites de frecuencia inferior y/o frecuencia superior.

El canal de extracción puede estar configurado para adaptar el intervalo de diferentes energías producido por el acelerador de partículas de energía variable. Por ejemplo, el canal de extracción puede ser lo suficientemente grande para soportar las energías mayor y menor producidas por el acelerador de partículas. Es decir, el canal de extracción puede dimensionarse o de otro modo configurarse para recibir y transmitir partículas dentro de esos intervalos de energía. Haces de partículas que presentan diferentes energías pueden extraerse del acelerador 912

sin alterar las características del regenerador que se usa para extraer haces de partículas que presentan una única energía. En otras implementaciones, para adaptar la energía de partícula variable, el regenerador puede moverse para alterar (por ejemplo, cambiar) diferentes órbitas de partícula de la manera descrita anteriormente y/o pueden añadirse o retirarse vástagos de hierro (cuñas magnéticas) para cambiar el salto de campo magnético proporcionado por el regenerador. Más específicamente, diferentes energías de partícula estarán, normalmente, en diferentes órbitas de partícula dentro de la cavidad. Al mover el regenerador, es posible interceptar una órbita de partícula a una energía específica y proporcionar de ese modo la correcta perturbación de esa órbita de modo que las partículas en la energía específica alcanzan el canal de extracción. En algunas implementaciones, el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) se realiza en tiempo real para coincidir con cambios en tiempo real en la emisión de energía de haz de partículas mediante el acelerador. En otras implementaciones, energía de partícula se ajusta en base a tratamiento, y el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) se realiza antes del tratamiento. En cualquier caso, el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) puede controlarse por ordenador. Por ejemplo, un ordenador puede controlar uno o más motores que realizan el movimiento del regenerador y/o cuñas magnéticas.

En algunas implementaciones, el regenerador se implementa usando una o más cuñas magnéticas que pueden controlarse para moverse a la(s) ubicación/ubicaciones apropiada(s).

Como ejemplo, la tabla 1 muestra tres niveles de energía a modo de ejemplo en los que el acelerador 912 a modo de ejemplo puede emitir haces de partículas. Los parámetros correspondientes para producir los tres niveles de energía también se enumeran. A este respecto, el imán corriente se refiere a la corriente eléctrica total aplicada al uno o más conjuntos de bobina en el acelerador 912; las frecuencias máxima y mínima definen los intervalos en los que la tensión de RF realiza el barrido; y "r" es la distancia radial de una ubicación con respecto a un centro de la cavidad en el que las partículas se aceleran.

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

Energía de haz (MeV)	Corriente de imán (Amps)	Frecuencia máxima (MHz)	Frecuencia mínima (MHz)	Campo magnético a r=0 mm (Teslas)	Campo magnético a r=298 mm (Teslas)
250	1990	132	99	8,7	8,2
235	1920	128	97	8,4	8,0
211	1760	120	93	7,9	7,5

A continuación, se describen detalles que pueden incluirse en un acelerador de partículas a modo de ejemplo que produce partículas cargadas que presentan energías variables. El acelerador puede ser un sincrociclotrón y las partículas pueden ser protones. Las partículas pueden emitirse como haces pulsados. La energía de la emisión de haz del acelerador de partículas puede variar durante el tratamiento de un volumen de objetivo en un paciente, o entre tratamientos de diferentes volúmenes de objetivo del mismo paciente o de diferentes pacientes. En algunas implementaciones, se cambian los ajustes del acelerador para variar la energía de haz cuando no se emite ningún haz (o partículas) desde el acelerador. La variación de energía puede ser continua o no continua durante un intervalo deseado.

Haciendo referencia al ejemplo mostrado en la figura 1, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón 502), que puede ser un acelerador de partículas de energía variable como el acelerador 912 descrito anteriormente, puede estar configurado para emitir haces de partículas que presentan una energía variable. El intervalo de la energía variable puede presentar un límite superior que es de aproximadamente 200 MeV a aproximadamente 300 MeV o superior, por ejemplo, 200 MeV, aproximadamente 205 MeV, aproximadamente 210 MeV, aproximadamente 215 MeV, aproximadamente 220 MeV, aproximadamente 225 MeV, aproximadamente 230 MeV, aproximadamente 235 MeV, aproximadamente 240 MeV, aproximadamente 245 MeV, aproximadamente 250 MeV, aproximadamente 255 MeV, aproximadamente 260 MeV, aproximadamente 265 MeV, aproximadamente 270 MeV, aproximadamente 275 MeV, aproximadamente 280 MeV, aproximadamente 285 MeV, aproximadamente 290 MeV, aproximadamente 295 MeV, o aproximadamente 300 MeV o superior. El intervalo también puede presentar un límite inferior que es de aproximadamente 100 MeV o menor de aproximadamente 200 MeV, por ejemplo, aproximadamente 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.

En algunos ejemplos, la variación es no continua y la etapa de variación puede presentar 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 superior. La variación de la energía por un tamaño de etapa no puede llevar más de 30 minutos, por ejemplo, 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 a una velocidad relativamente alta, por ejemplo, de hasta aproximadamente 50 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 45 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 40 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 35 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 30 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 25 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 20 MeV por segundo, de hasta aproximadamente 15 MeV por segundo, o de hasta aproximadamente 10 MeV por segundo. El acelerador puede estar configurado para ajustar la energía de partícula tanto de manera continua como de manera no continua. Por ejemplo, puede usarse una combinación de la variación continua y no continua en un tratamiento de un volumen de objetivo o en tratamientos de diferentes volúmenes de objetivo. Pueden lograrse un plan de tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

Un acelerador de partículas que emite un haz de partículas que presenta una energía variable puede proporcionar precisión en el tratamiento de irradiación y reducir el número de dispositivos adicionales (distintos del acelerador) usados para el tratamiento. Por ejemplo, el uso de degradadores para cambiar la energía de un haz de emisión de partículas puede reducirse o eliminarse para la totalidad o parte del tratamiento. Las propiedades del haz de partículas, tal como intensidad, focalización, etc. pueden controlarse en el acelerador de partículas y el haz de partículas puede alcanzar el volumen de objetivo sin alteración sustancial procedente de dispositivos adicionales. La velocidad de variación relativamente alta de la energía de haz puede reducir el tiempo de tratamiento y permitir un uso eficaz del sistema de tratamiento.

En algunas implementaciones, el acelerador, tal como el sincrociclotrón 502 de la figura 1, acelera partículas o haces de partículas a niveles de energía variables haciendo variar el campo magnético en el acelerador, lo que puede lograrse haciendo variar la corriente eléctrica aplicada a bobinas para generar el campo magnético. Tal como se explicó anteriormente, un sincrociclotrón a modo de ejemplo (por ejemplo, 502 en la figura 1) incluye un sistema de imán que contiene una fuente de partículas, un sistema de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema de extracción de haz. La figura 33 muestra un ejemplo de un sistema de imán que puede usarse en un acelerador de energía variable. En esta implementación a modo de ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema 1012 de imán puede variar de aproximadamente el 5% a aproximadamente el 35% de un valor máximo del campo magnético que dos conjuntos de bobinas 40a y 40b, y 42a y 42b pueden generar. El campo magnético establecido por el sistema de imán presenta una forma apropiada para mantener la focalización de un haz de protones contenido usando una combinación de los dos conjuntos de bobinas y un par de estructuras ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero de carbono bajo), ejemplos de las cuales se proporcionaron anteriormente.

Cada conjunto de bobinas puede ser un par dividido de bobinas anulares para recibir corriente eléctrica. En algunas situaciones, ambos conjuntos de bobinas son superconductores. En otras situaciones, solo un conjunto de las bobinas es superconductor y el otro conjunto es no superconductor o de conducción normal (también comentado a continuación). También es posible que ambos conjuntos de bobinas no sean superconductores. Materiales superconductores adecuados para usarse en las bobinas incluyen niobio-3 estaño (Nb3Sn) y/o niobio-titanio. Otros materiales de conducción normal pueden incluir cobre. Ejemplos de construcciones de conjunto de bobina se describen a continuación.

Los dos conjuntos de bobina pueden conectarse eléctricamente en serie o en paralelo. En algunas implementaciones, la corriente eléctrica total recibida por los dos conjuntos de bobina puede incluir de aproximadamente 2 millones de amperios-vuelta a aproximadamente 10 millones de amperios-vuelta, por ejemplo, de aproximadamente 2,5 a aproximadamente 7,5 millones de amperios-vuelta o de aproximadamente 3,75 millones de amperios-vuelta a aproximadamente 5 millones de amperios-vuelta. En algunos ejemplos, un conjunto de bobinas está configurado para recibir una parte fija (o constante) de la corriente eléctrica variable total, mientras que el otro conjunto de bobinas está configurado para recibir una parte variable de la corriente eléctrica total. La corriente eléctrica total de los dos conjuntos de bobina varía con la variación de la corriente en un conjunto de bobina. En otras situaciones, la corriente eléctrica aplicada a ambos conjuntos de bobina puede variar. La corriente variable total en los dos conjuntos de bobina puede generar un campo magnético que presenta una magnitud variable, que a su vez varía las trayectorias de aceleración de las partículas y produce partículas que presentan energías variables.

Generalmente, la magnitud del campo magnético generado por la(s) bobina(s) puede ajustarse a escala a la magnitud de la corriente eléctrica total aplicada a la(s) bobina(s). Basándose en el ajuste a escala, en algunas implementaciones, la variación lineal de la resistencia del campo magnético puede lograrse cambiando linealmente la corriente total de los conjuntos de bobina. La corriente total puede ajustarse a una velocidad relativamente elevada, lo que conlleva un ajuste de velocidad relativamente alta del campo magnético y la energía de haz.

En el ejemplo representado en la tabla 1 anterior, la relación entre valores de la corriente y el campo magnético en el centro geométrico del anillo de bobina es: 1990:8,7 (aproximadamente 228,7:1); 1920:8,4 (aproximadamente 228,6:1); 1760:7,9 (aproximadamente 222,8:1). Por consiguiente, ajustando la magnitud de la corriente total aplicada

a bobina(s) superconductor(s) puede ajustar de manera proporcional (basándose en la relación) la magnitud del campo magnético.

El ajuste a escala del campo magnético a la corriente eléctrica total en el ejemplo de la tabla 1 también se muestra en la gráfica de la figura 31, en donde BZ es el campo magnético a lo largo de la dirección Z; y R es la distancia radial medida desde un centro geométrico de los anillos de bobina a lo largo de una dirección perpendicular a la dirección Z. El campo magnético presenta el valor más elevado 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 bobina que reciben 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 presentan sustancialmente la misma forma y las diferentes partes de las curvas 1035, 1037 son sustancialmente paralelas. Como resultado, o bien la curva 1035 o bien la curva 1037 pueden desplazarse linealmente para coincidir sustancialmente con la otra curva, indicando que el campo magnético puede ajustarse a escala a la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de bobina.

En algunas implementaciones, el ajuste a escala del campo magnético a la corriente eléctrica total puede no ser perfecto. Por ejemplo, la relación entre el campo magnético y la corriente calculada basándose en el ejemplo mostrado en tabla 1 no es constante. También, tal como se muestra en la figura 31, el desplazamiento lineal de una curva puede no coincidir perfectamente con la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los conjuntos de bobina bajo la presunción de un ajuste a escala perfecto. El campo magnético objetivo (según la presunción de un ajuste a escala perfecto) puede generarse alterando adicionalmente las características, por ejemplo, la geometría, de las bobinas para contrarrestar la imperfección en el ajuste a escala. Como ejemplo, vástagos ferromagnéticos (por ejemplo, hierro) (cuñas magnéticas) pueden insertarse o retirarse de una o de ambas estructuras magnéticas (por ejemplo, culatas, piezas polares, y similares). Las características de las bobinas pueden alterarse a una velocidad relativamente elevada de modo que la velocidad del ajuste de campo magnético no se vea sustancialmente afectada en comparación con la situación en la que el ajuste a escala es perfecto y solo necesita ajustarse la corriente eléctrica. En el ejemplo de vástagos de hierro, los vástagos pueden añadirse o retirarse a una escala de tiempo de segundos o minutos, por ejemplo, en 5 minutos, en 1 minuto, menos de 30 segundos, o menos de 1 segundo.

En algunas implementaciones, los ajustes del acelerador, tal como la corriente aplicada a los conjuntos de bobina, pueden elegirse basándose en el ajuste a escala sustancial del campo magnético a la corriente eléctrica total en los conjuntos de bobina.

Generalmente, para producir la corriente total que varía dentro de un intervalo deseado, puede usarse cualquier combinación de corriente aplicada apropiada a los dos conjuntos de bobina. En un ejemplo, el conjunto de bobina 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite inferior de un 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 bobina 40a, 40b puede estar configurado para recibir una corriente variable eléctrica que presenta 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 tabla 1, el conjunto de bobina 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varía entre 0 amperios y 230 amperios.

En otro ejemplo, el conjunto de bobina 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite superior de un intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, la corriente fija es de 1990 amperios. Además, el conjunto de bobina 40a, 40b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica variable que presenta 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 bobina 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 variable total para acelerar las partículas puede presentar una magnitud máxima mayor de 4 Teslas, por ejemplo, mayor de 5 Teslas, mayor de 6 Teslas, mayor de 7 Teslas, mayor de 8 Teslas, mayor de 9 Teslas, o mayor de 10 Teslas, y de hasta aproximadamente 20 Teslas o superior, por ejemplo, de hasta aproximadamente 18 Teslas, de hasta aproximadamente 15 Teslas, o de hasta aproximadamente 12 Teslas. En algunas implementaciones, la variación de la corriente total en los conjuntos de bobina puede variar el campo magnético de aproximadamente 0,2 Teslas a aproximadamente 4,2 Teslas o más, por ejemplo, de aproximadamente 0,2 Teslas a aproximadamente 1,4 Teslas o de aproximadamente 0,6 Teslas a aproximadamente 4,2 Teslas. En algunas situaciones, la cantidad de variación del campo magnético puede ser proporcional a la magnitud máxima.

La figura 32 muestra una estructura de RF a modo de ejemplo para realizar el barrido de la tensión en la placa D 500 con respecto a un intervalo de frecuencia de RF para cada nivel de energía del haz de partículas, y para variar el intervalo de frecuencia cuando la energía de haz de partículas varía. Las superficies 503, 505 semicirculares de la placa D 500 están conectadas a un conductor 1300 interior y se alojan en un conductor 1302 exterior. La tensión elevada se aplica a la placa D 500 desde una fuente de alimentación (no mostrada, por ejemplo, una entrada de tensión oscilante) a través de un dispositivo 1304 de acoplamiento de energía que acopla la fuente de alimentación

al conductor interior. En algunas implementaciones, el dispositivo 1304 de acoplamiento se coloca en el conductor 1300 interior para proporcionar transferencia de energía desde la fuente de alimentación hasta la placa D 500. Además, la placa D 500 se acopla a elementos 1306, 1308 reactivos variables para realizar el barrido de frecuencia de RF para cada nivel de energía de partícula, y para cambiar el intervalo de frecuencia de RF para diferentes niveles de energía de partícula.

El elemento 1306 reactivo variable puede ser un condensador rotatorio que presenta múltiples hojas 1310 que pueden hacerse rotar por un motor (no mostrado). Al engranar o desengranar las hojas 1310 durante cada ciclo de barrido de RF, la capacitancia 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 hojas 1310 se engranan entre sí. La capacitancia de la estructura de RF aumenta y la frecuencia resonante disminuye. El procedimiento se invierte a medida que las hojas 1310 se desengranan. Como resultado, la energía requerida para generar la alta tensión aplicada a la placa D 103 y necesaria para acelerar el haz puede reducirse en gran medida. En algunas implementaciones, la forma de las hojas 1310 se mecaniza para formar la dependencia requerida de frecuencia resonante en el tiempo.

La generación de frecuencia de RF se sincroniza con la rotación de hoja detectando la fase de la tensión de RF en el resonador, manteniendo la tensión alterna en las placas D próxima a la frecuencia resonante de la cavidad de RF. (La placa D ficticia se conecta a tierra y no se muestra en la figura 32).

El elemento 1308 reactivo variable puede ser un condensador formado por una placa 1312 y una superficie 1316 del conductor 1300 interior. La placa 1312 es móvil a lo largo de una dirección 1314 hacia o alejándose de la superficie 1316. La capacitancia del condensador cambia a medida que cambian la distancia D entre la placa 1312 y la superficie 1316. Para que se realice el barrido de cada intervalo de frecuencia para una energía de partícula, la distancia D está en un valor de conjunto, y para cambiar el intervalo de frecuencia, la placa 1312 se mueve de manera correspondiente al cambio en la energía del haz de emisión.

En algunas implementaciones, los conductores 1300, 1302 exterior e interior están formados por un material metálico, tal como cobre, aluminio, o plata. Las hojas 1310 y la placa 1312 también pueden estar formadas por el mismo material metálico o diferentes materiales metálicos que los conductores 1300, 1302. El dispositivo 1304 de acoplamiento puede ser un conductor eléctrico. Los elementos 1306, 1308 reactivos variables pueden presentar otras formas y pueden acoplarse a la placa D 100 de otras maneras para realizar el barrido de frecuencia de RF y la alteración de intervalo de frecuencia. En algunas implementaciones, un único elemento reactivo variable puede estar configurado para realizar las funciones de ambos elementos 1306, 1308 reactivos variables. En otras implementaciones, pueden usarse más de dos elementos reactivos variables.

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

El control del sistema de terapia con partículas tal como se describe en el presente documento y sus diversas características puede implementarse usando hardware o una combinación de hardware y software. Por ejemplo, un sistema como los descritos en el presente documento puede incluir diversos controladores y/o dispositivos de procesamiento ubicados en diversos puntos. Un ordenador central puede coordinar el funcionamiento de los diversos controladores o dispositivos de procesamiento. El ordenador central, los controladores, y los dispositivos de procesamiento pueden ejecutar diversas rutinas de software para llevar a cabo el control y la coordinación de pruebas y de calibración.

El funcionamiento del sistema puede controlarse, al menos en parte, usando uno o más productos de programa informático, por ejemplo, uno o más programas de ordenador realizados de manera tangible en uno o más medios legibles por máquina no transitorios, para la ejecución mediante, o para controlar el funcionamiento de, uno o más aparatos de procesamiento de datos, por ejemplo, un procesador programable, un ordenador, múltiples ordenadores, y/o componentes lógicos programables.

Un programa de ordenador puede grabarse en cualquier forma de lenguaje de programación, incluyendo lenguajes interpretados o compilados, y puede emplearse de cualquier forma, incluyendo como un programa autónomo o como un módulo, componente, subrutina, u otra unidad adecuada para usarse en un entorno informático. Un programa de ordenador puede emplearse para ejecutarse en un ordenador o en múltiples ordenadores en un sitio o distribuirse a través de múltiples sitios e interconectarse mediante una red de comunicación.

Acciones asociadas con implementar la totalidad o parte de las operaciones del sistema de terapia con partículas tal como se describe en el presente documento pueden realizarse mediante uno o más procesadores programables que ejecutan uno o más programas de ordenador para realizar las funciones descritas en el presente documento. La totalidad o parte de las operaciones pueden implementarse usando circuitería lógica con fines especiales, por ejemplo, una FPGA (matriz de compuerta programable en el campo) y/o un ASIC (circuito integrado de aplicación específica).

Procesadores adecuados para la ejecución de un programa informático incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores con fines tanto especial como general, y cualquiera o más procesadores de cualquier tipo de

ordenador digital. Generalmente, un procesador recibirá instrucciones y datos a partir de una zona de almacenamiento de solo lectura o una zona de almacenamiento de acceso aleatorio o ambas. Elementos de un ordenador (incluyendo a servidor) incluyen uno o más procesadores para ejecutar instrucciones y uno o más dispositivos de zona de almacenamiento para almacenar instrucciones y datos. Generalmente, un ordenador también incluirá, o estará acoplado de manera operativa para recibir datos de, o transferir datos a, o ambos, uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina, tales como PCI de masa para almacenar datos, por ejemplo, discos magnéticos, magnetoópticos, u ópticos. Medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios adecuados para realizar instrucciones y datos de programa informático incluyen todas las formas de zonas de almacenamiento no volátiles, incluyendo a modo de ejemplo, dispositivos de zona de almacenamiento semiconductores, por ejemplo, EPROM, EEPROM, y dispositivos de zona de almacenamiento rápidos; discos magnéticos, por ejemplo, discos duros internos o discos extraíbles; discos magnetoópticos; y discos CD-ROM y DVD-ROM.

Cualquier "conexión eléctrica" tal como se usa en el presente documento puede implicar una conexión física directa o una conexión que incluye componentes de intervención pero que, no obstante, permite que las señales eléctricas fluyan entre componentes conectados. Cualquier "conexión" que implique circuitería eléctrica mencionada en el presente documento, a menos que se especifique lo contrario, es una conexión eléctrica y no necesariamente una conexión física directa independientemente de si la palabra "eléctrica" se usa para modificar la "conexión".

Cualesquiera dos o más de las implementaciones anteriores pueden usarse en una combinación apropiada en un acelerador de partículas apropiado (por ejemplo, un sincrociclotrón). Del mismo modo, las características individuales de cualesquiera dos o más de las implementaciones anteriores pueden usarse en una combinación apropiada.

Elementos de diferentes implementaciones descritos en el presente documento pueden combinarse para formar otras implementaciones no expuestas de manera específica anteriormente. Los elementos pueden dejarse fuera de los procedimientos, sistemas, aparato, etc., descritos en el presente documento sin afectar de manera adversa a su funcionamiento. Diversos elementos independientes pueden combinarse en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en el presente documento.

Las implementaciones a modo de ejemplo descritas en el presente documento no se limitan a usarse con un sistema de terapia con partículas o a usarse con los sistemas de terapia con partículas a modo de ejemplo tal como se describe en el presente documento. Por el contrario, las implementaciones a modo de ejemplo pueden usarse en cualquier sistema apropiado que dirija partículas aceleradas a una emisión.

Información adicional en relación con el diseño de una implementación a modo de ejemplo de un acelerador de partículas que puede usarse en un sistema tal como se describe en el presente documento puede encontrarse en la solicitud provisional estadounidense n.º 60/760.788, titulada "High-Field Superconducting Synchrocyclotron" y presentada el 20 de enero del 2006; la solicitud de patente estadounidense n.º 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de agosto del 2006; y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/850,565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" y presentada el 10 de octubre del 2006.

Las siguientes solicitudes también están relacionadas con la materia de esta divulgación: la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.466), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.515), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (n.º de solicitud 61/707.548), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (n.º de solicitud 61/707.572), la solicitud provisional estadounidense titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (n.º de solicitud 61/707.590), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.704), la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (n.º de solicitud 61/707.624), y la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (n.º de solicitud 61/707.645).

La patente estadounidense n.º 7.728.311 que se publicó el 1 de junio del 2010, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 12/275.103 que fue presentada el 20 de noviembre del 2008, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la patente estadounidense n.º 8.003.964 que se publicó el 23 de agosto del 2011, la patente estadounidense n.º 7.208.748 que se publicó el 24 de abril del 2007, la patente estadounidense n.º 7.402.963 que se publicó el 22 de julio de 2008, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/148.000 presentada el 9 de febrero de 2010, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/937.573 presentada el 9 de noviembre del 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/187.633, titulada "A Programmable Radiofrequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de julio del 2005, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.089, presentada el 21 de julio del 2004, la solicitud de patente estadounidense n.º 10/949.734, titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation",

presentada el 24 de septiembre del 2004, y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590,088, presentada el 21 de julio del 2005.

La solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.466), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.515), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (n.º de solicitud 61/707.548), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (n.º de solicitud 61/707.572), la solicitud provisional estadounidense titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (n.º de solicitud 61/707.590), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (n.º de solicitud 61/707.704), la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (n.º de solicitud 61/707.624), y la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (n.º de solicitud 61/707.645), la patente estadounidense n.º 7,728,311 que se publicó el 1 de junio del 2010, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 12/275.103 que fue presentada el 20 de noviembre del 2008, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre del 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/907.601, que fue presentada el 31 de mayo del 2013, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/916.401, presentada el 12 de junio del 2013, la patente estadounidense n.º 8.003.964 que se publicó el 23 de agosto del 2011, la patente estadounidense n.º 7.208.748 que se publicó el 24 de abril del 2007, la patente estadounidense n.º 7.402.963 que se publicó el 22 de julio de 2008, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/148.000 presentada el 9 de febrero de 2010, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/937.573 presentada el 9 de noviembre del 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/187.633, titulada "A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de julio del 2005, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.089, presentada el 21 de julio del 2004, la solicitud de patente estadounidense n.º 10/949.734, titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", presentada el 24 de septiembre del 2004, y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.088, presentada el 21 de julio del 2005.

Lo que se reivindica es:

REIVINDICACIONES

1. Sistema de terapia con partículas que comprende:

un acelerador de partículas para emitir un haz de partículas; y

5 un sistema de exploración para que el acelerador de partículas explore el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación en un paciente, estando el sistema de exploración configurado para explorar el haz de partículas en al menos dos dimensiones a través de al menos parte del objetivo de irradiación; y

10 una estructura (250) que define un borde, pudiendo controlarse la estructura para moverse en las dos dimensiones en relación con el objetivo (251) de irradiación para rastrear el movimiento del haz de partículas en relación con el objetivo de irradiación, comprendiendo la estructura múltiples elementos que pueden ajustarse para variar una forma del borde,

15 en el que los múltiples elementos comprenden dedos (252) que están configurados para moverse de manera individual hacia arriba o hacia abajo, o extendiéndose y retrayéndose, o una combinación de tales movimientos para definir una forma de borde (253) de manera que al menos parte de la estructura puede moverse entre al menos parte del haz de partículas y el paciente para interceptar el haz de partículas en un borde del objetivo de irradiación, comprendiendo la estructura un material que inhibe la transmisión del haz de partículas,

en el que la estructura (250) está configurada para moverse a lo largo del borde del objetivo (251) de irradiación y/o para moverse en el interior del objetivo (251) de irradiación durante operaciones de exploración.

20 2. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que la estructura puede rotar al menos en las dos dimensiones de modo que el borde puede moverse entre diferentes partes del objetivo de irradiación y el haz de partículas.

3. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que la estructura forma parte de un sistema de colimador, comprendiendo la estructura una primera estructura en el sistema de colimador y el borde que comprende un primer borde; y

25 en el que el sistema de colimador comprende una segunda estructura que comprende un segundo borde, pudiendo controlarse el primer borde y el segundo borde para moverse a lo largo de diferentes bordes del objetivo de irradiación.

30 4. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de exploración comprende al menos un imán para controlar el movimiento del haz de partículas para explorar el haz de partículas, disponiéndose el al menos un imán para generar un campo magnético en respuesta a una corriente aplicada, afectando el campo magnético al movimiento.

5. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de exploración está configurado para explorar el haz de partículas más rápidamente en secciones interiores del objetivo de irradiación que en los bordes del objetivo de irradiación.

35 6. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el haz de partículas puede moverse dentro de un área de un plano en una ubicación de la estructura; y en el que el sistema de exploración comprende un degradador de energía que presenta un área que es menor que el área del plano.

7. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 6, en el que el degradador de energía presenta un área que es menor que la mitad del área del plano.

40 8. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 6, en el que el degradador de energía presenta un área que es menor que un cuarto del área del plano, o en el que el degradador de energía presenta un área que es menor que un quinto del área del plano.

9. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el degradador de energía presenta un área que es menor que diez veces un área en sección transversal del haz de partículas.

45 10. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de exploración está configurado para explorar el haz de partículas desde diferentes ángulos de incidencia; y en el que la estructura puede controlarse para moverse basándose en el movimiento del haz de partículas a medida que el haz de partículas se explora desde diferentes ángulos de incidencia.

11. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de exploración comprende:

50 un imán para afectar una dirección del haz de partículas para explorar el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación;

un degradador para cambiar una energía del haz antes de emitir el haz de partículas hacia el objetivo de irradiación, encontrándose el degradador aguas abajo con respecto al haz del imán en relación con el acelerador de partículas; y

en el que el acelerador de partículas es un dispositivo de energía variable.

12. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el acelerador de partículas comprende:

- 5 una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas de una columna de plasma, presentando la cavidad un campo magnético que provoca que las partículas aceleradas de la columna de plasma se muevan de manera orbital dentro de la cavidad;

un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas desde la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad; y

- 10 un regenerador para proporcionar un salto de campo magnético dentro de la cavidad para cambiar de ese modo órbitas sucesivas de las partículas aceleradas de la columna de plasma de modo que, eventualmente, se emiten partículas al canal de extracción;

en el que el campo magnético es entre 4 Teslas (T) y 20T y el salto de campo magnético es como máximo de 2 Teslas.

- 15 13. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, que comprende además un soporte sobre el que están montados el acelerador de partículas y el sistema de exploración, estando el soporte configurado para mover el acelerador de partículas y el sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación.

14. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que la estructura presenta un tamaño que es menor que un campo de irradiación del sistema de exploración.

- 20 15. Sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que la estructura está configurada para interceptar el haz de partículas en un punto de un punto individual del haz de partículas.

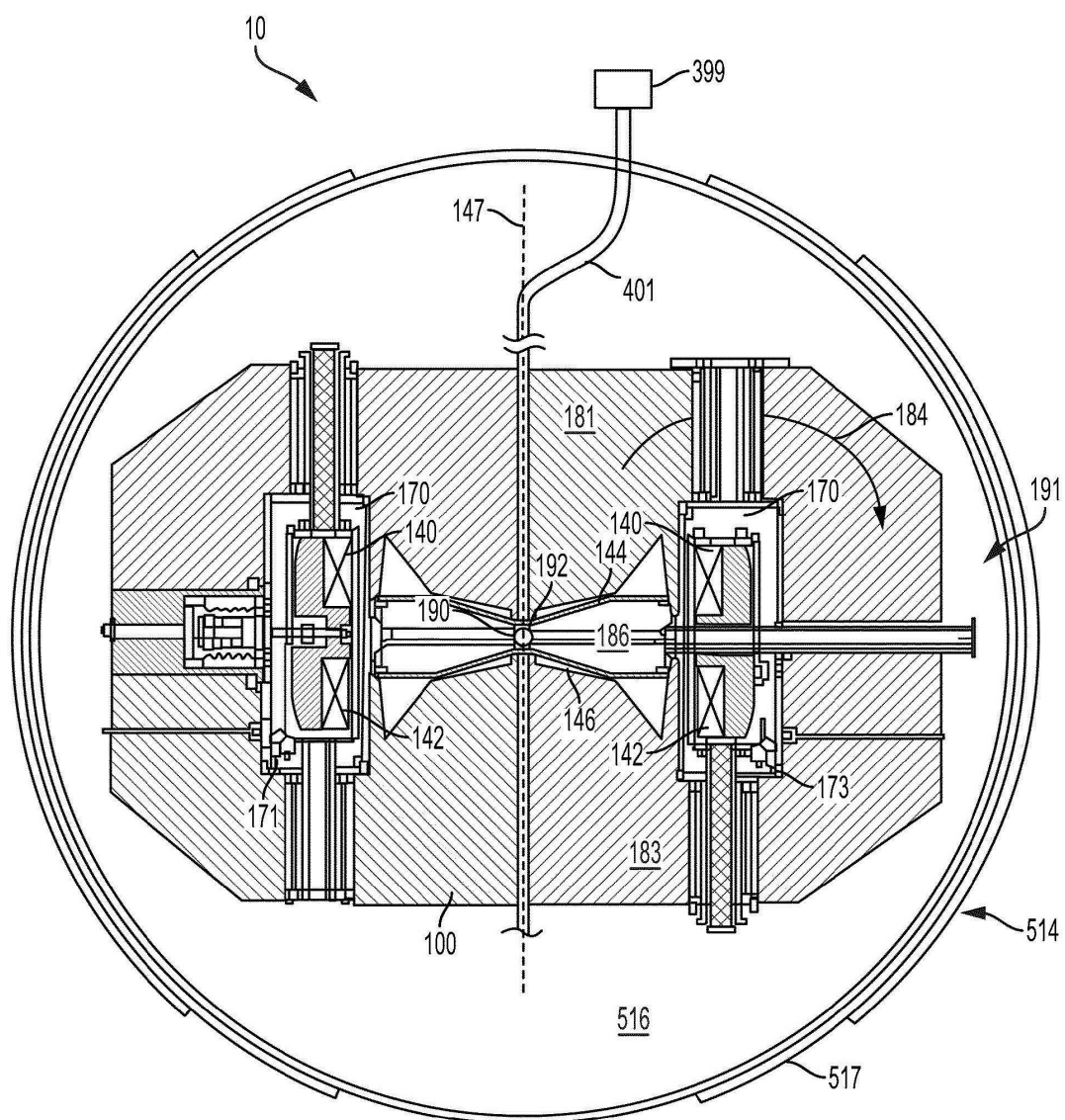


FIG. 1

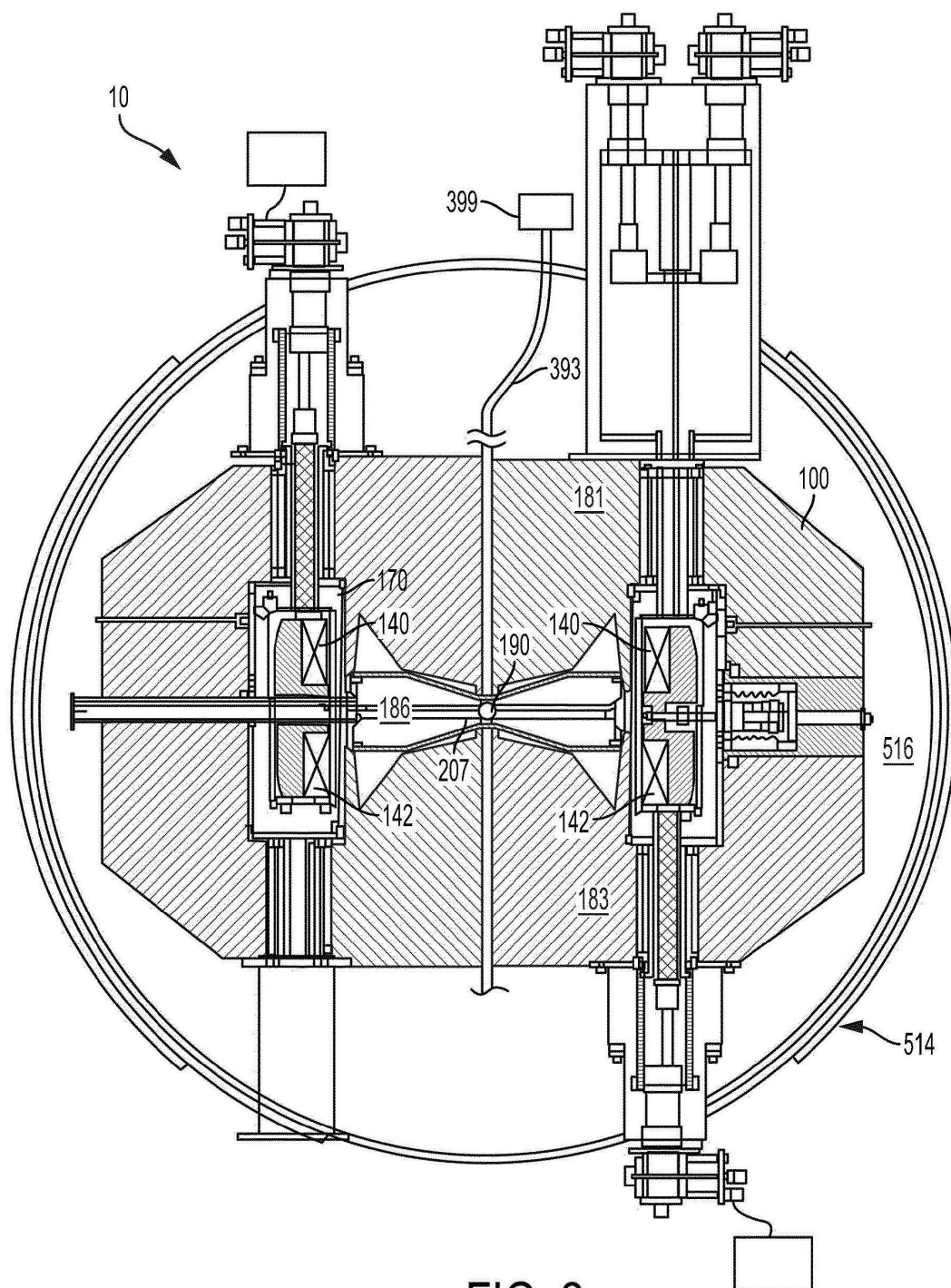


FIG. 2

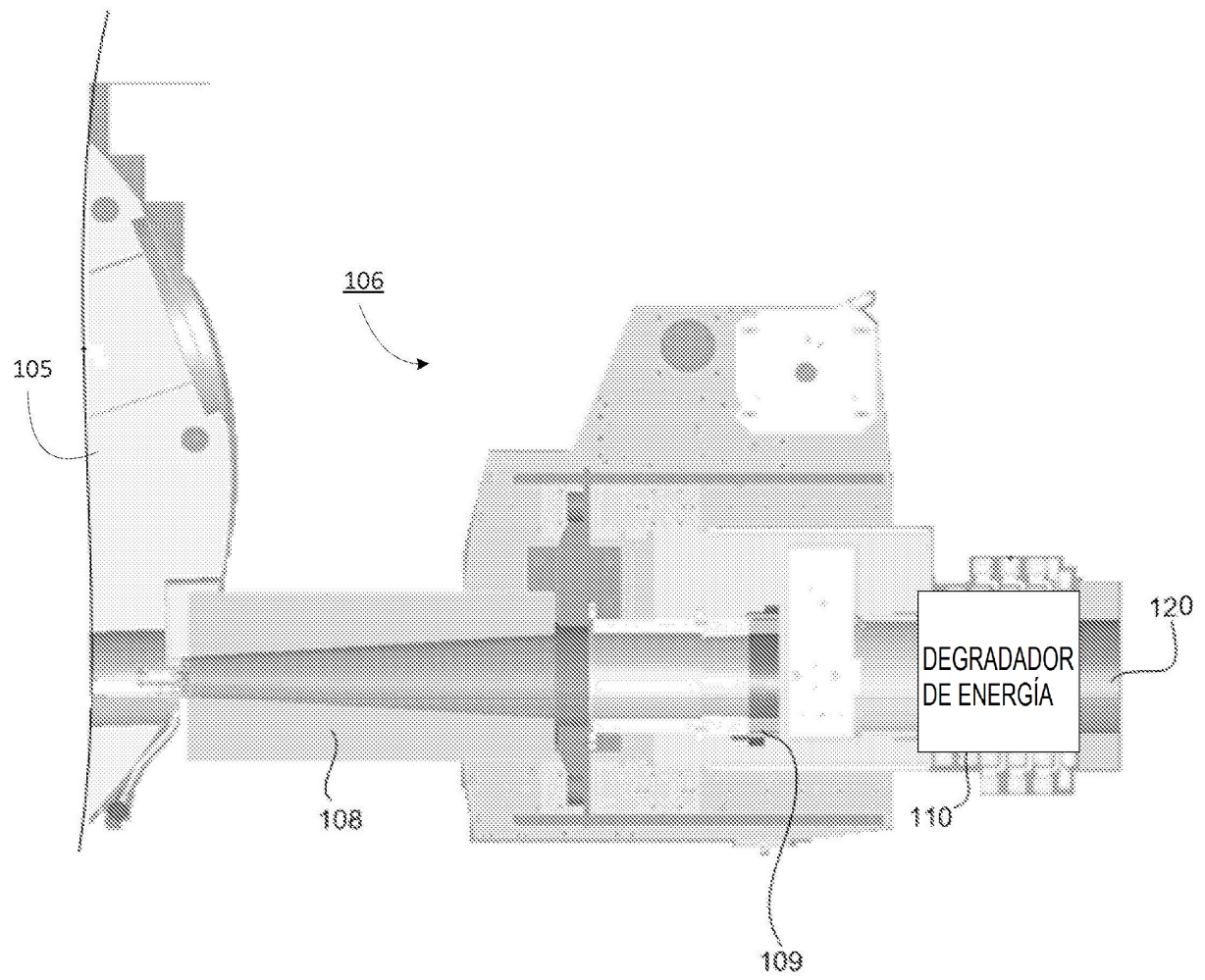


FIG. 3

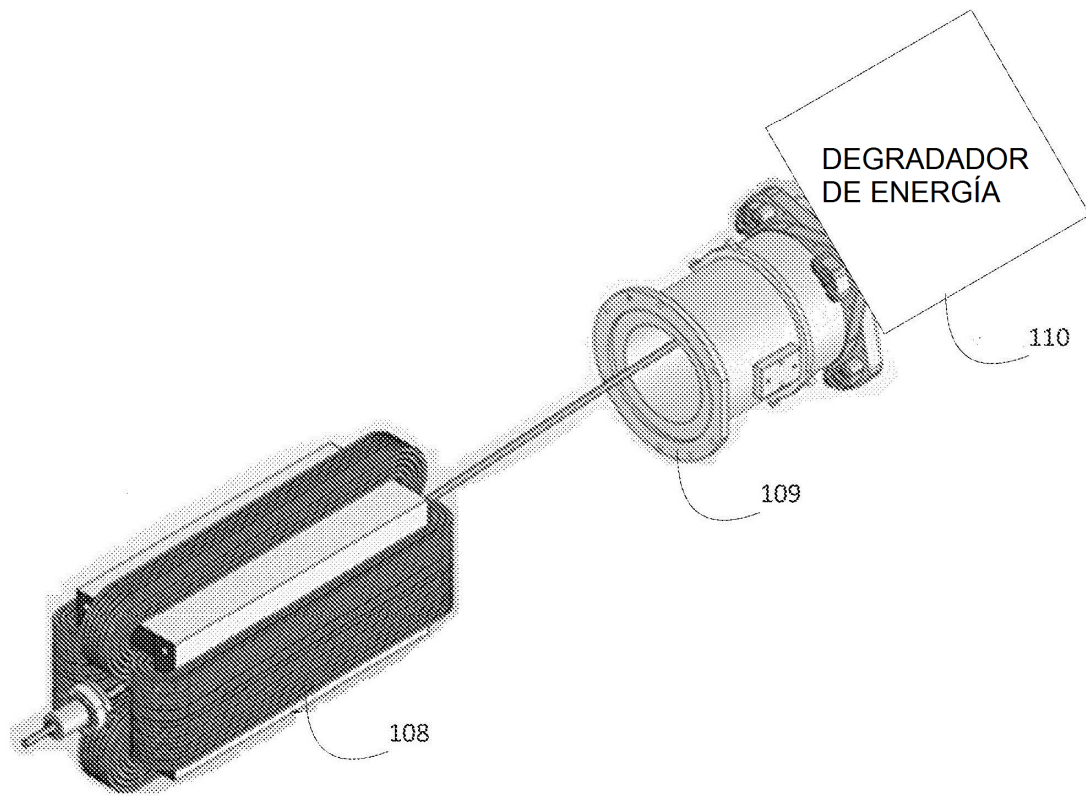


FIG. 4

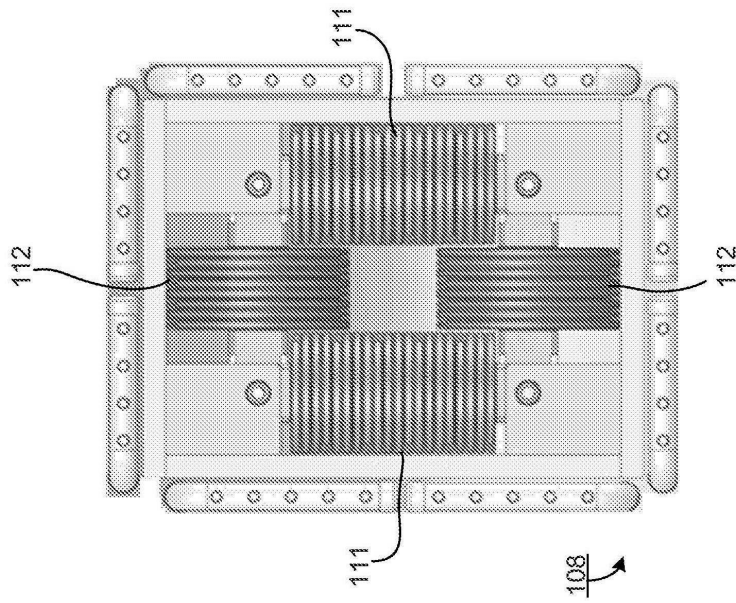


FIG. 5

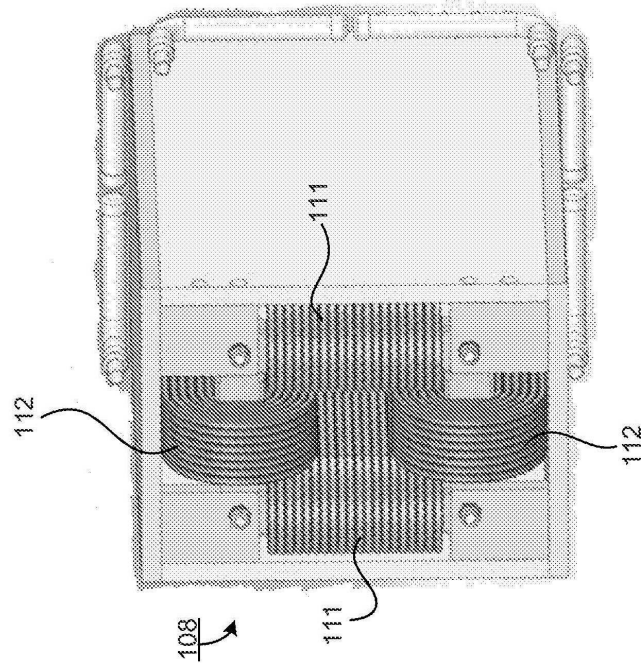


FIG. 6

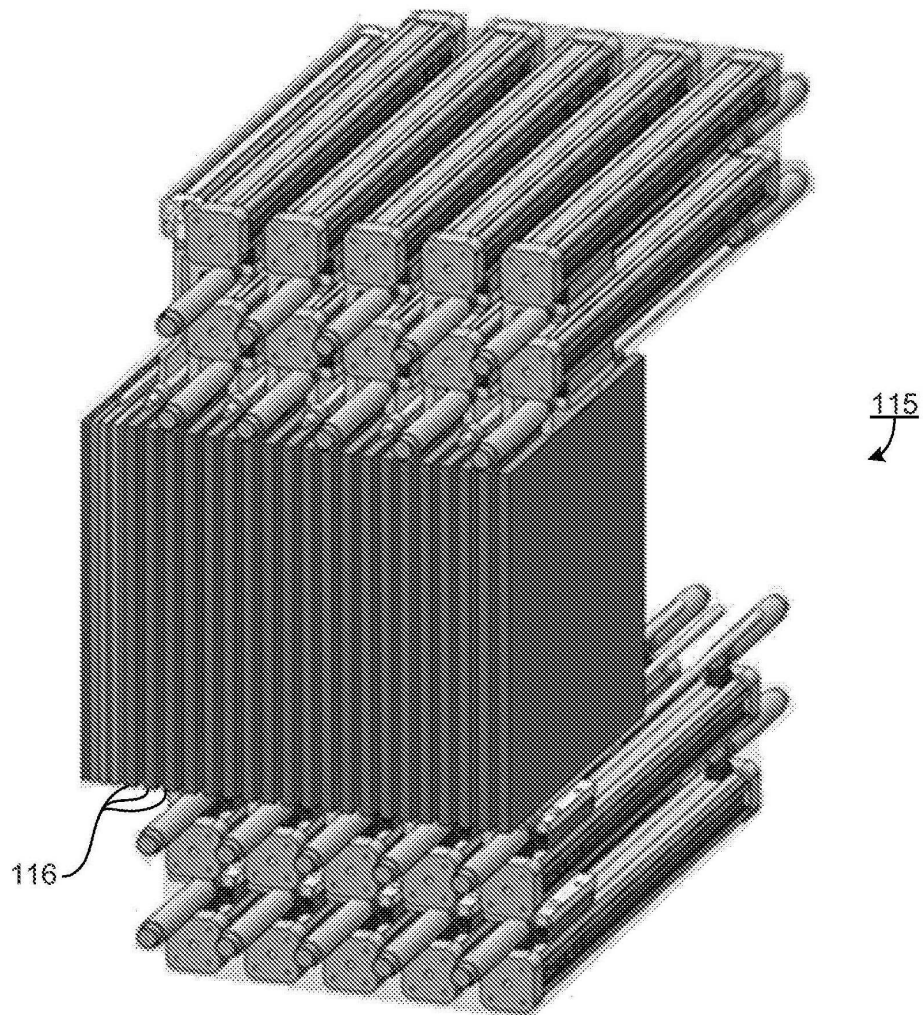


FIG. 7

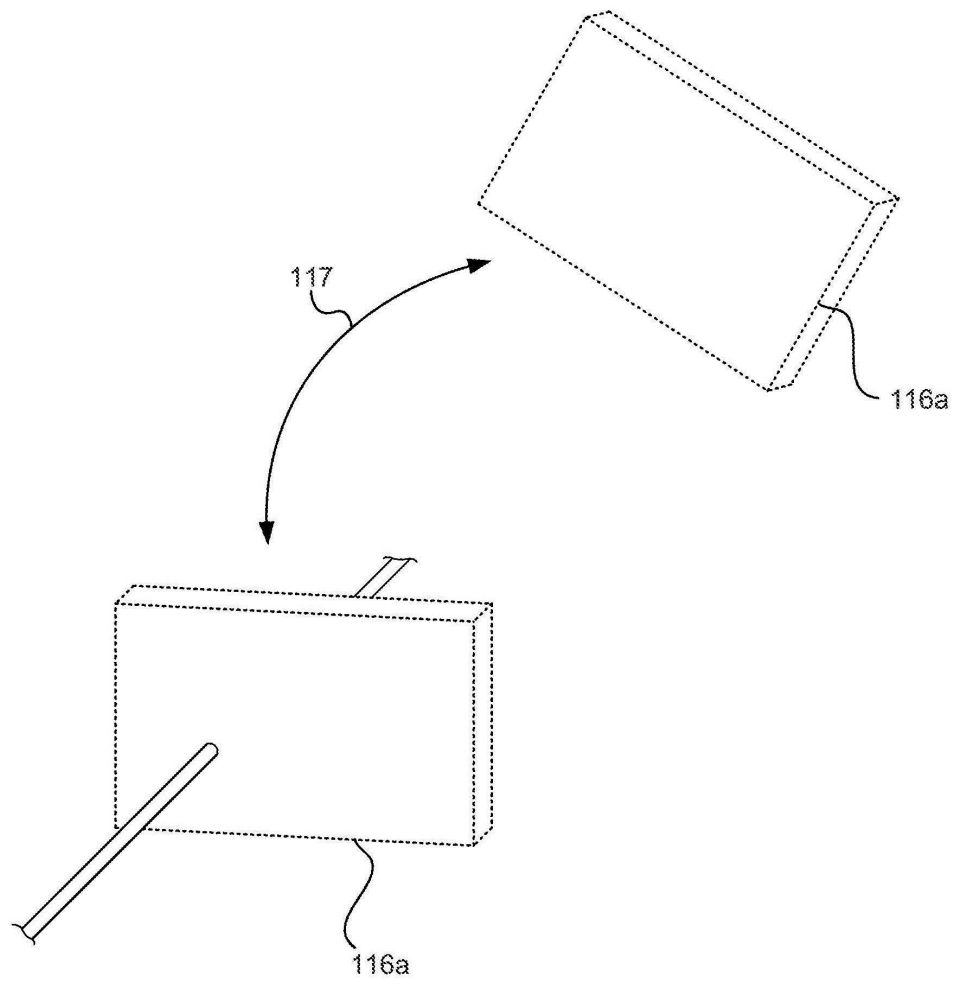


FIG. 8

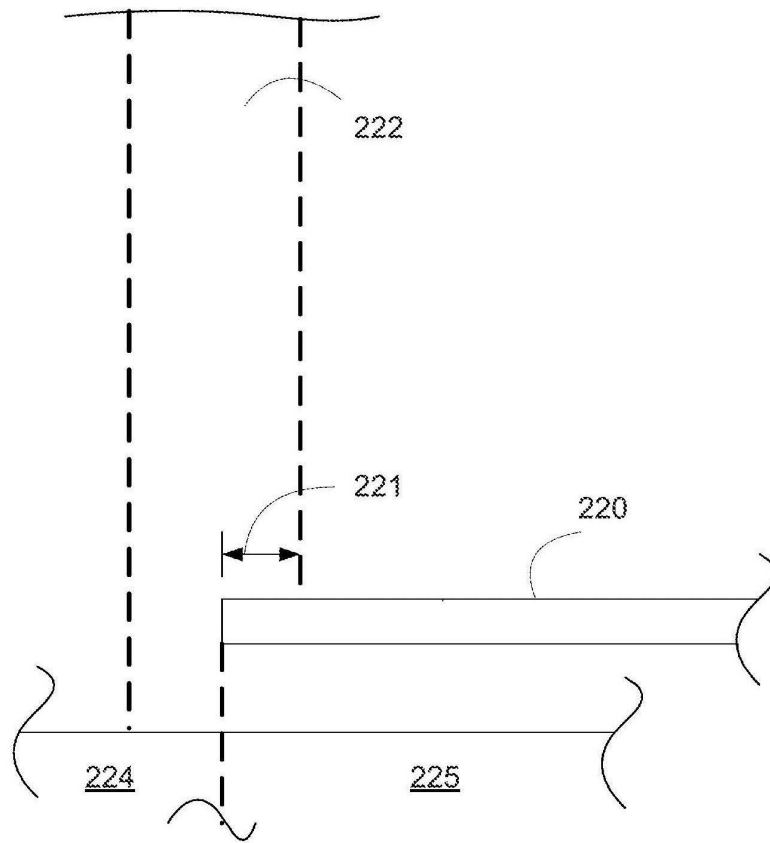


FIG. 9

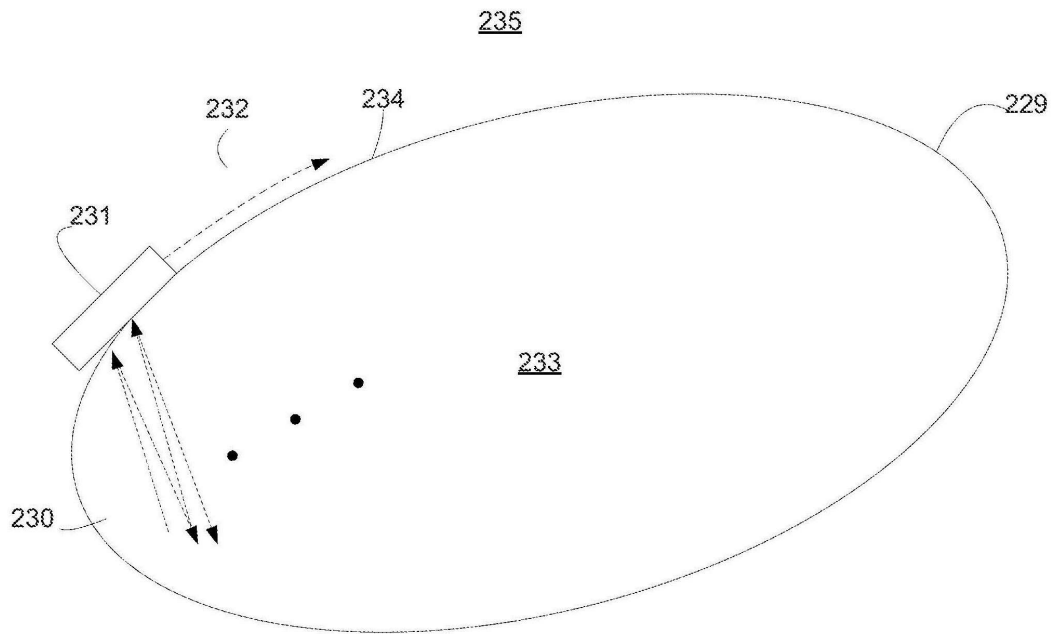


FIG 10

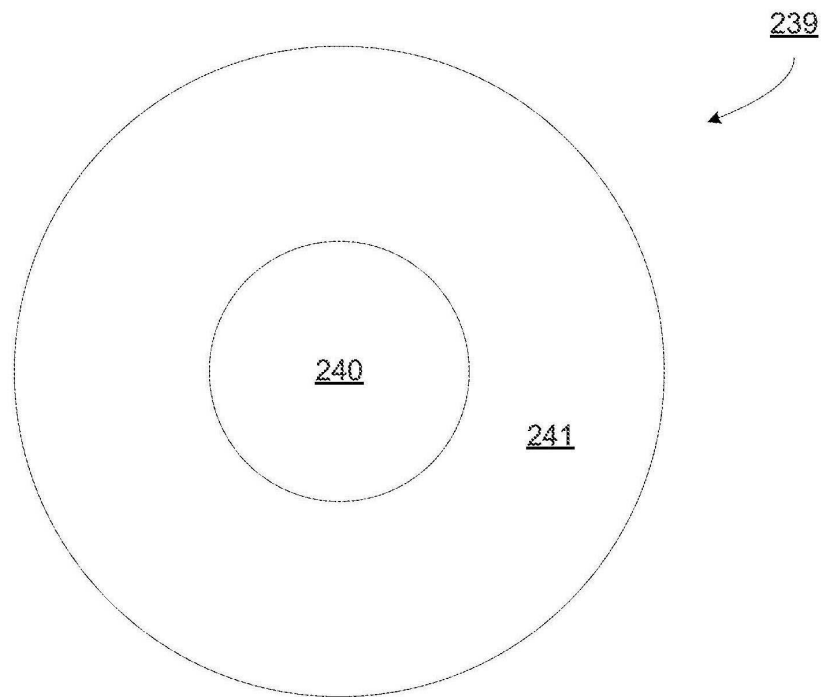


FIG. 11

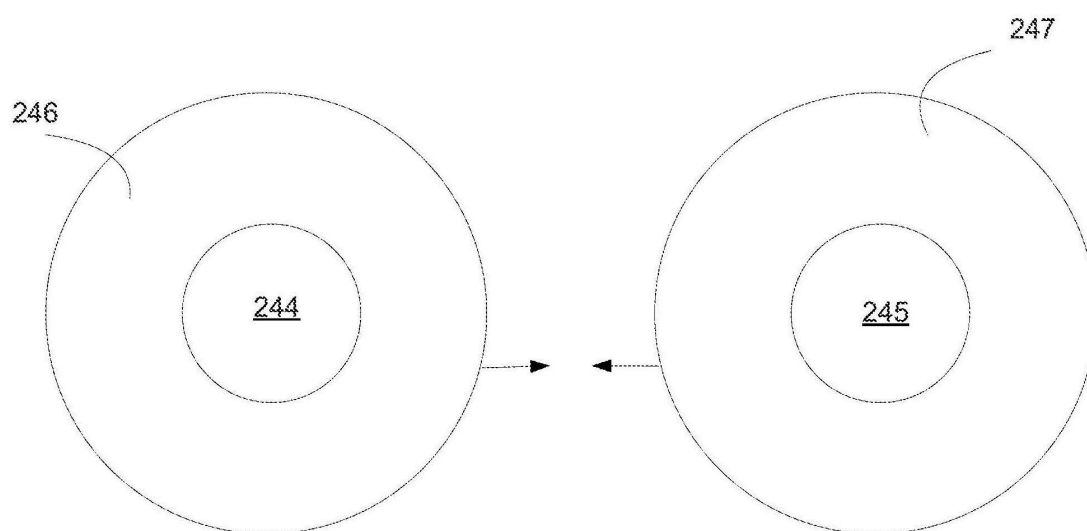


FIG 12

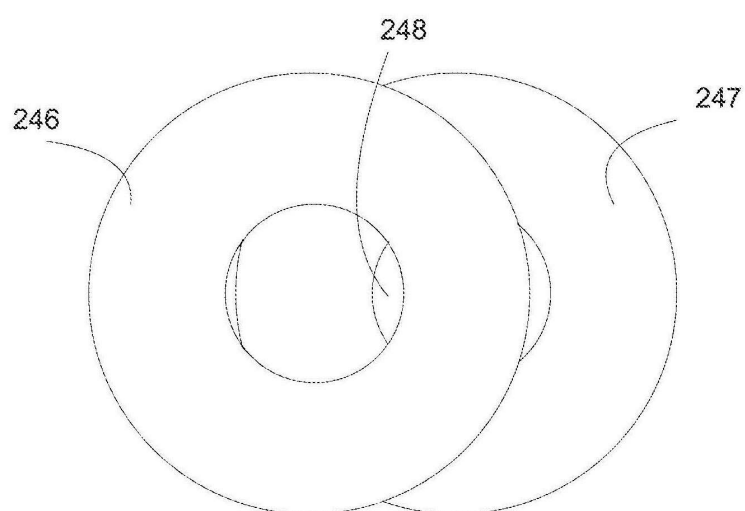


FIG 13

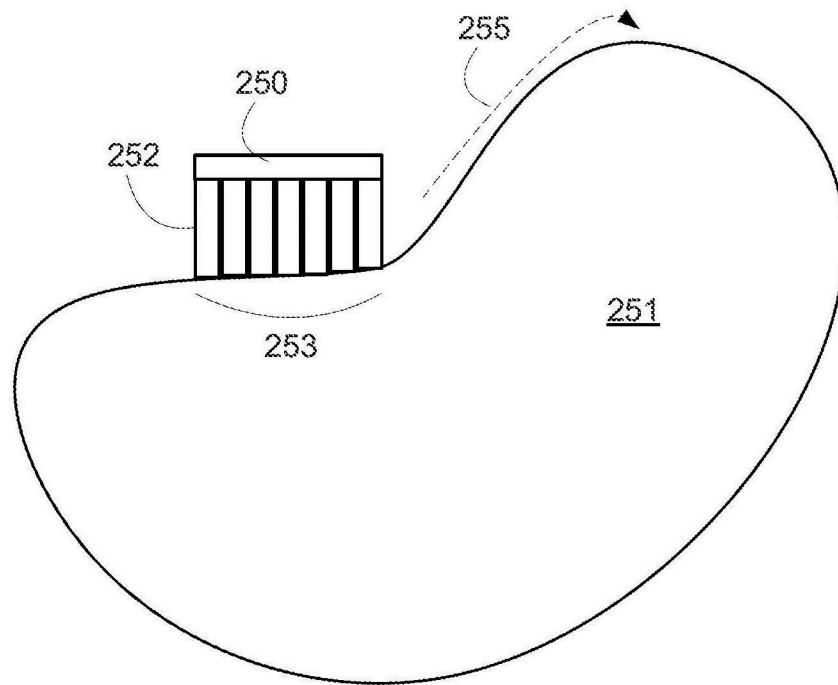


FIG. 14

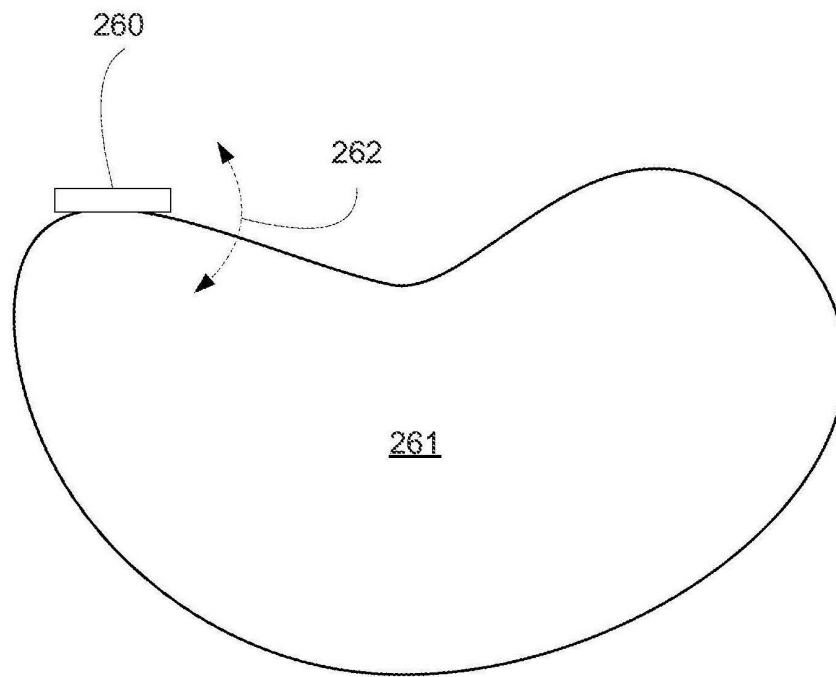


FIG. 15

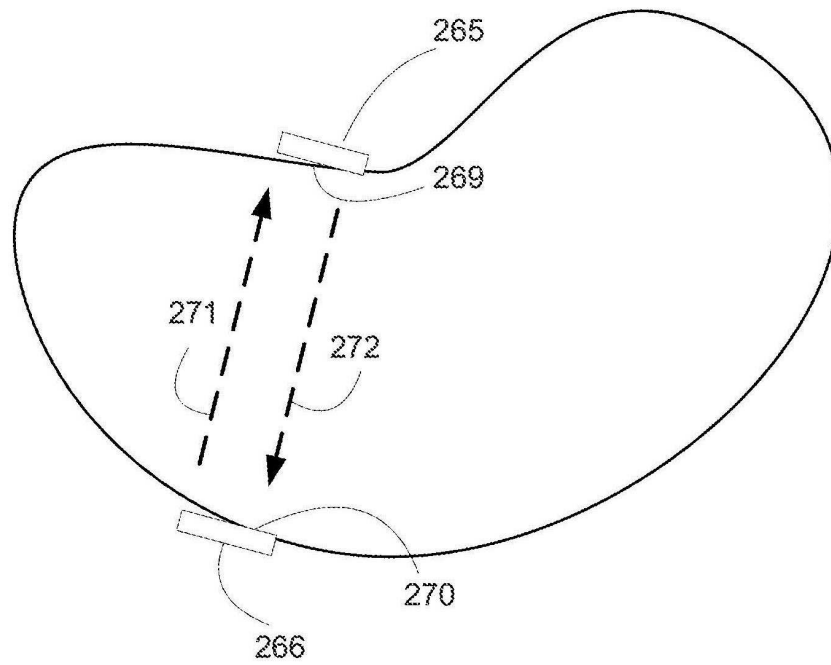


FIG. 16



FIG. 17

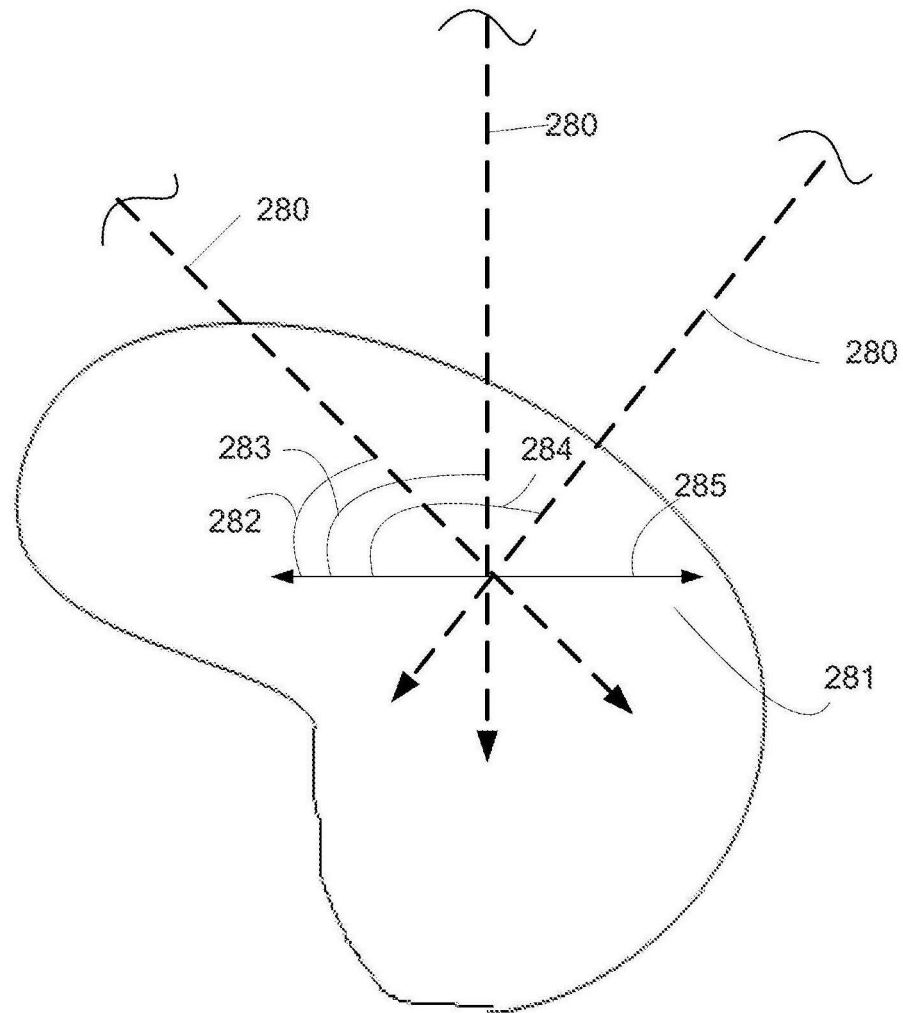


FIG. 18

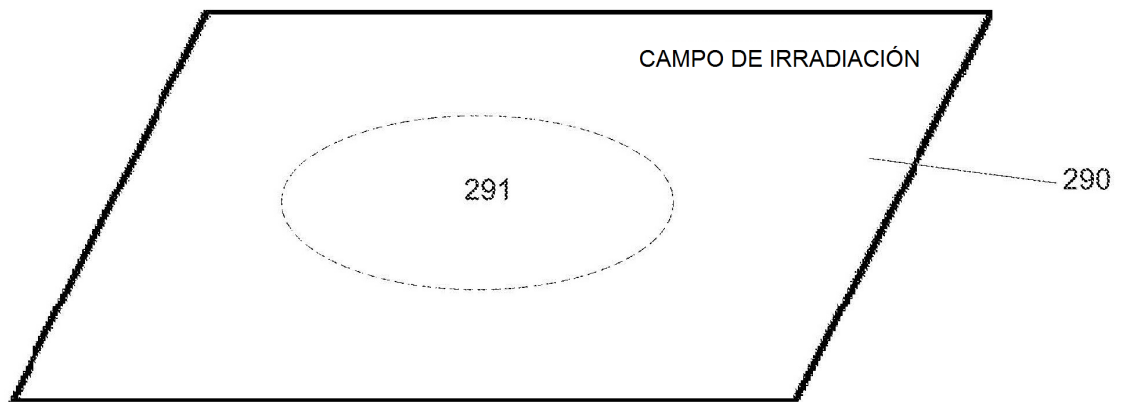


FIG. 19

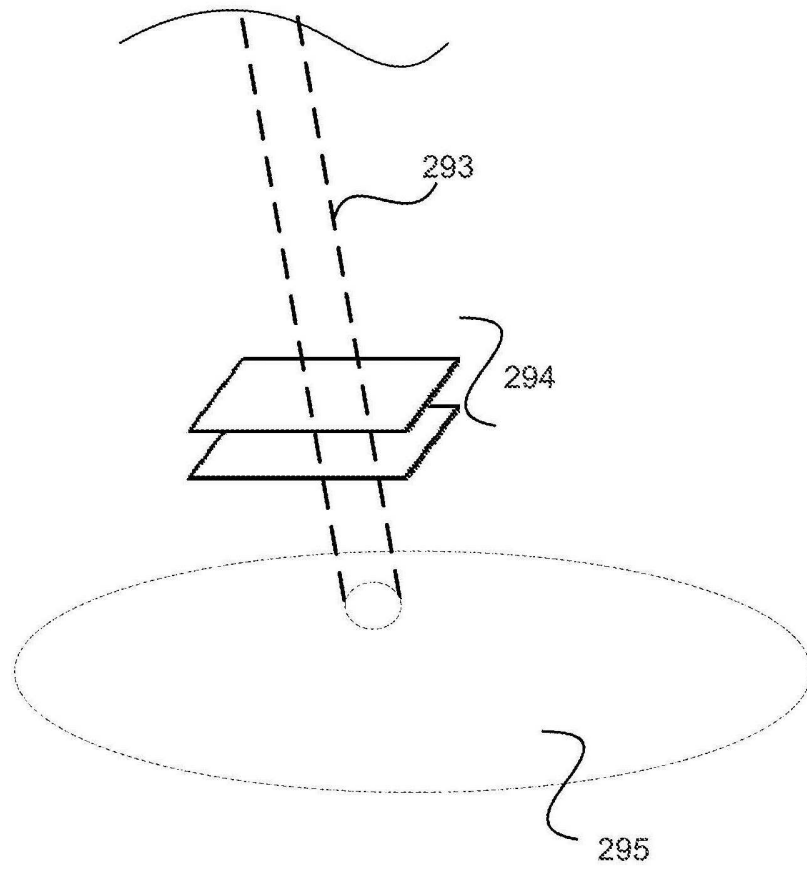


FIG. 20

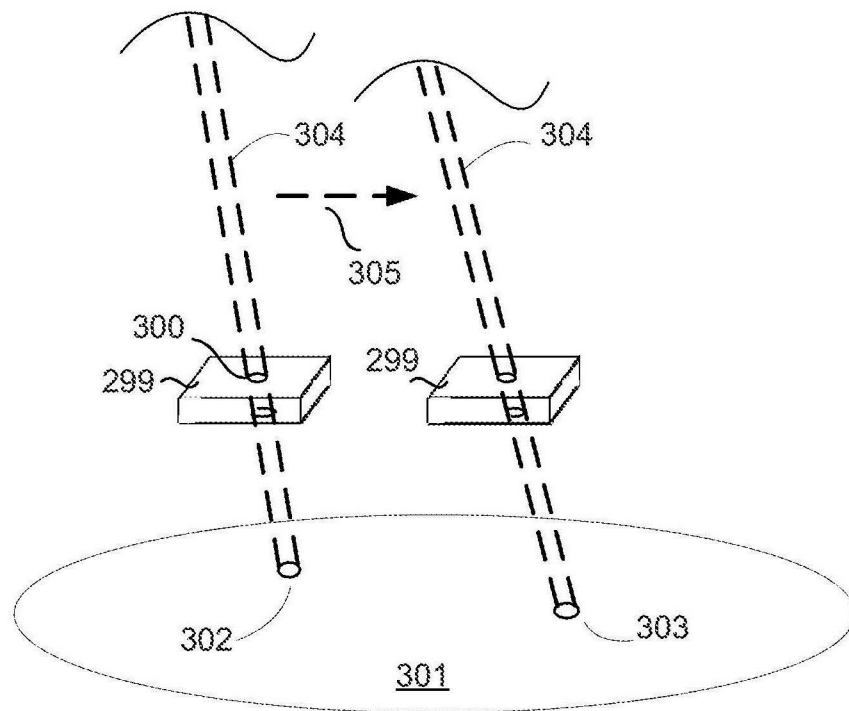


FIG. 21

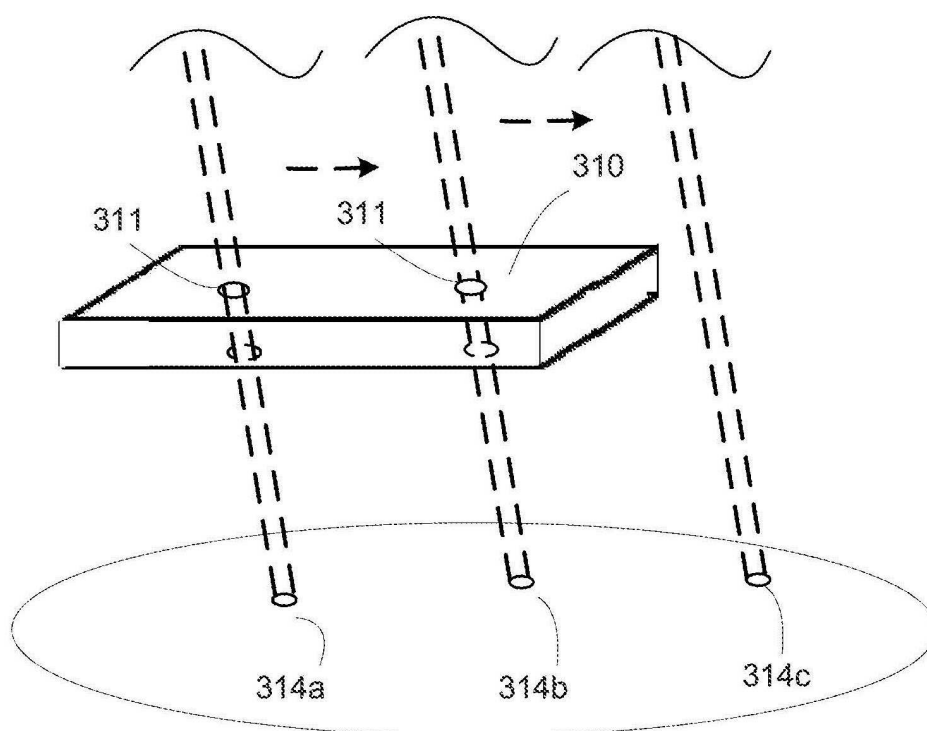


FIG. 22

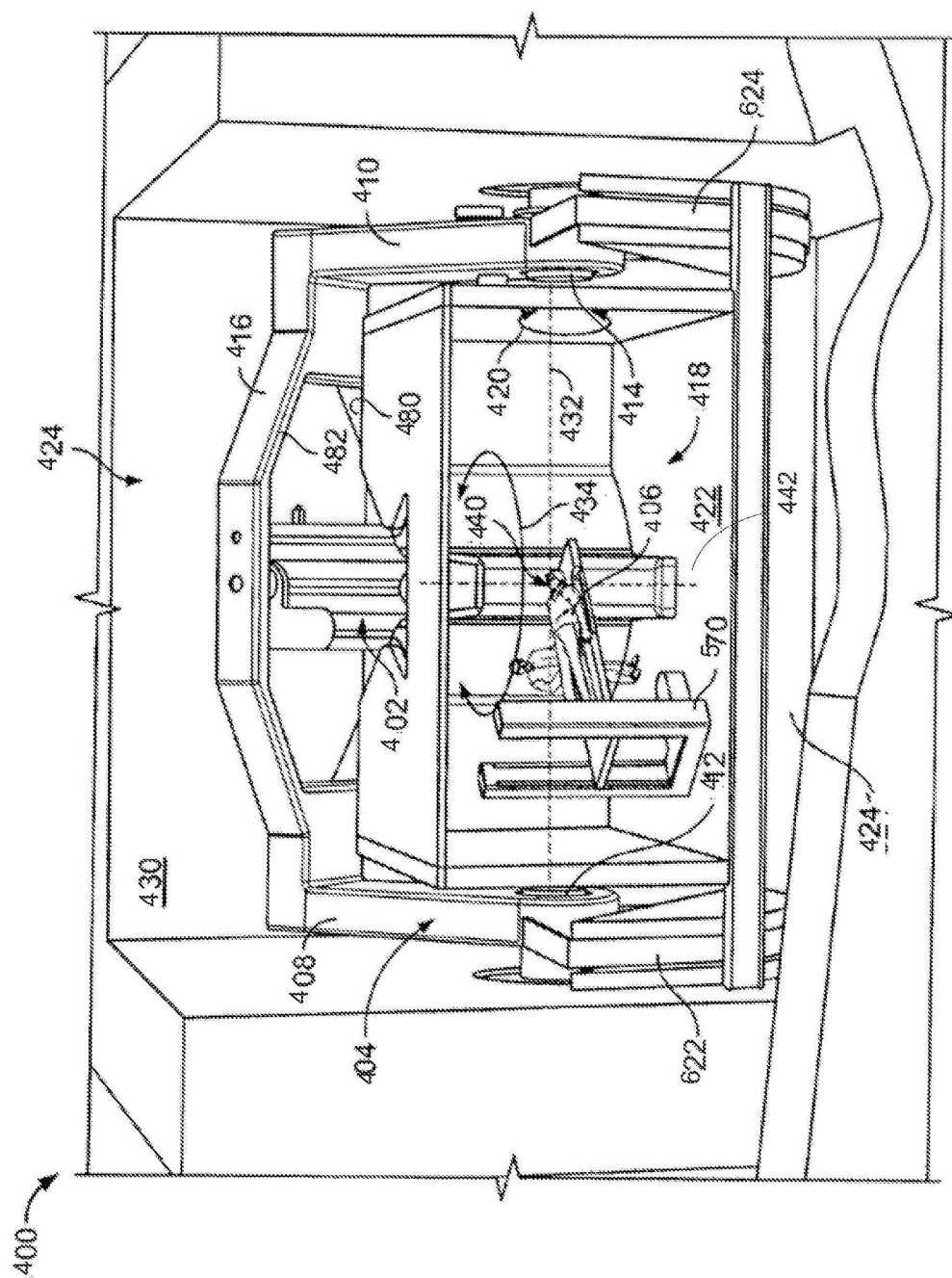


FIG. 23

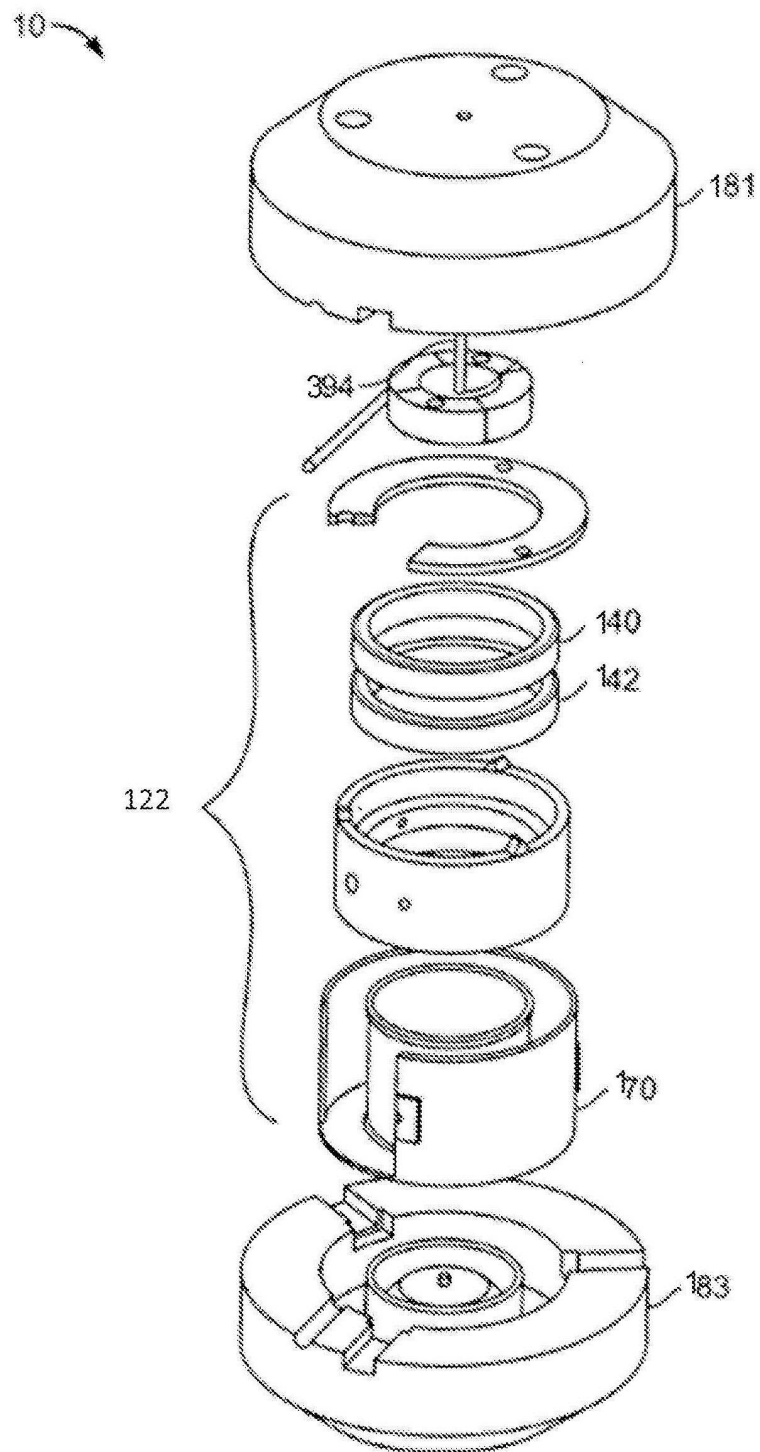


FIG. 24

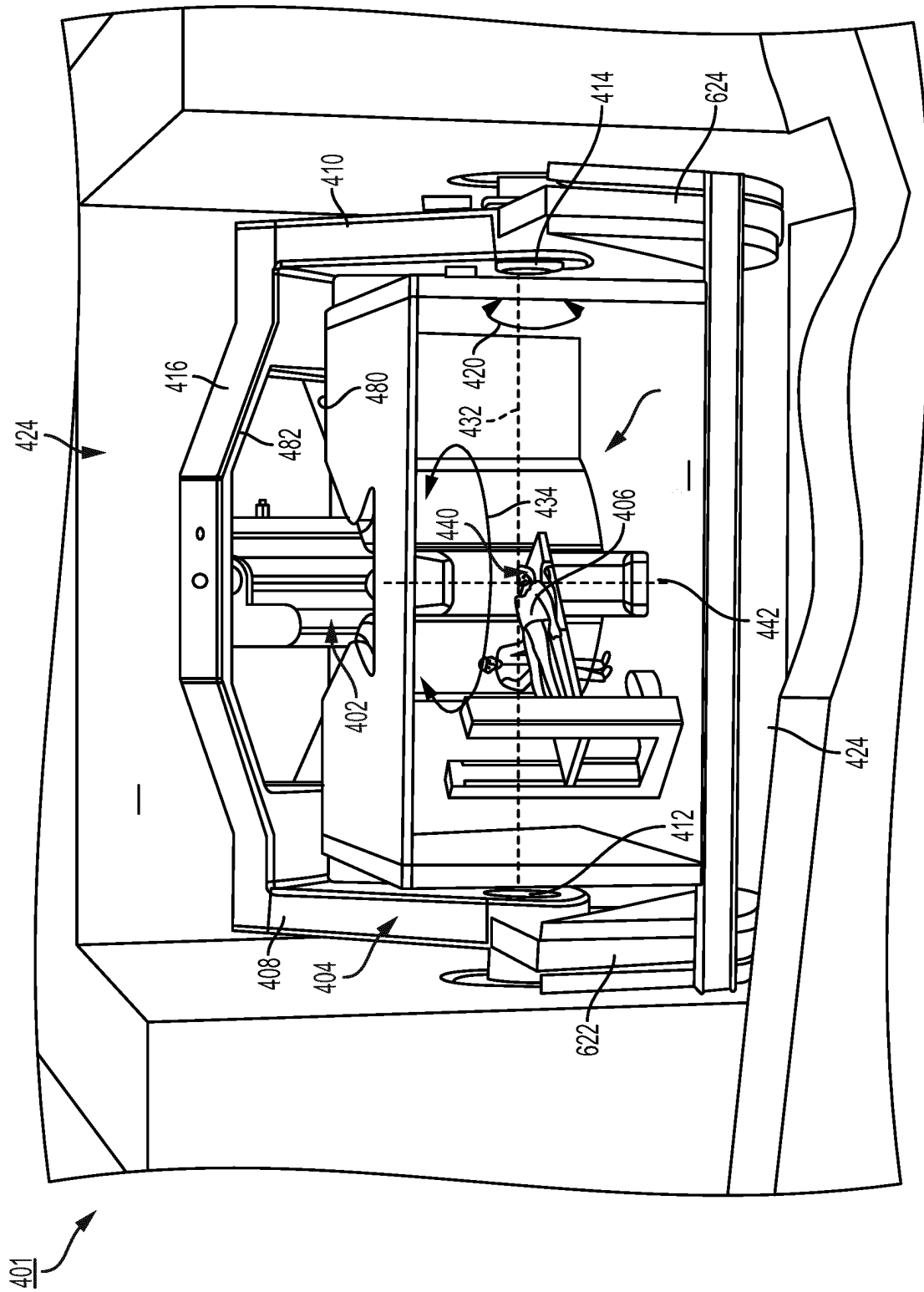


FIG. 23

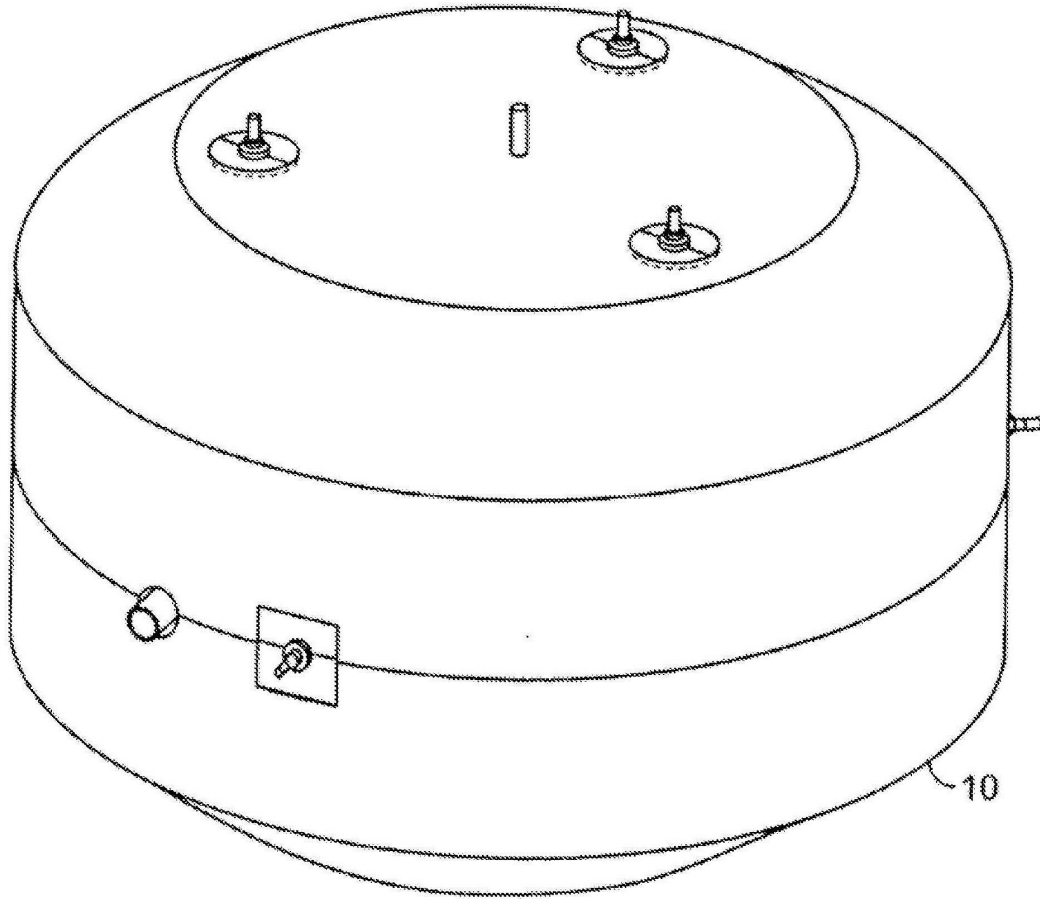


FIG. 26

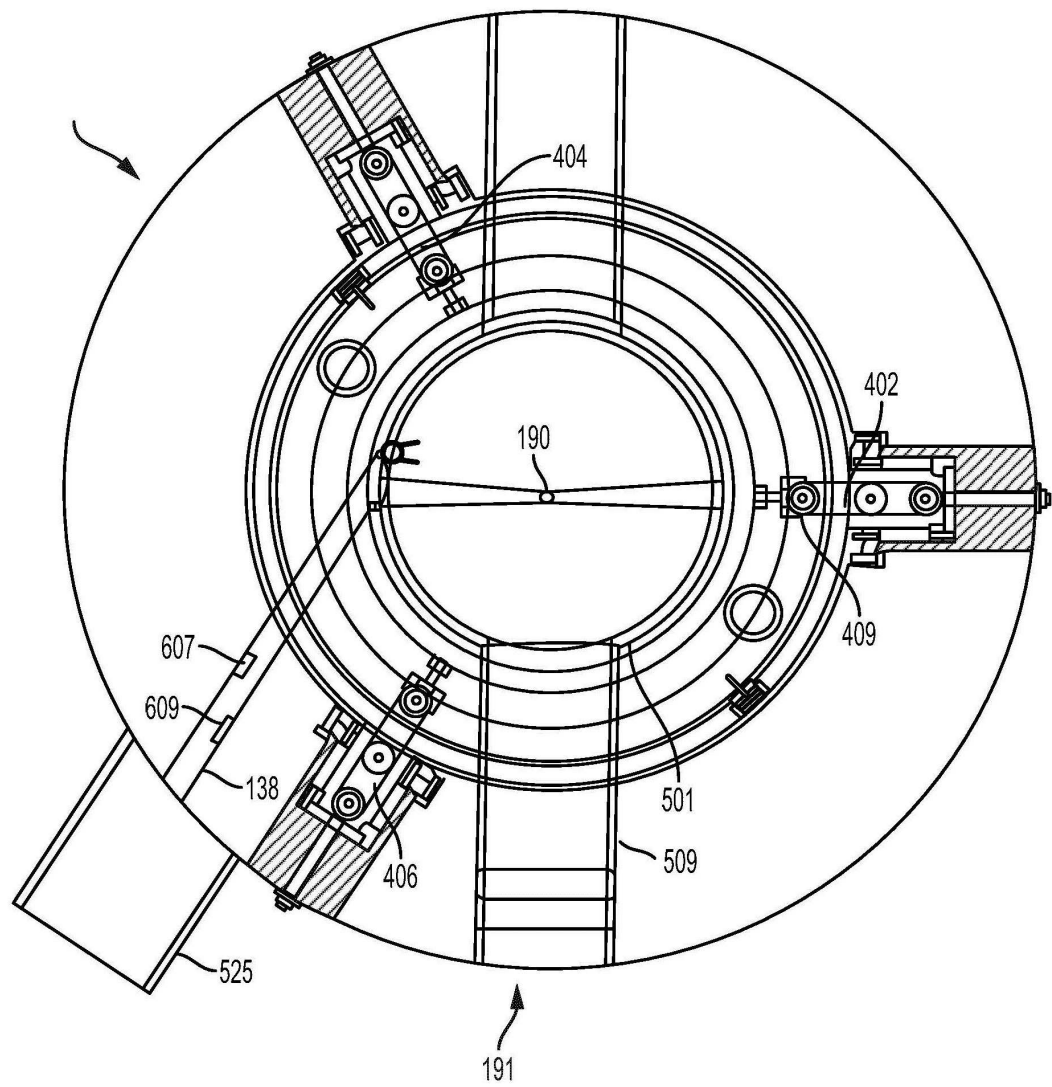


FIG. 25

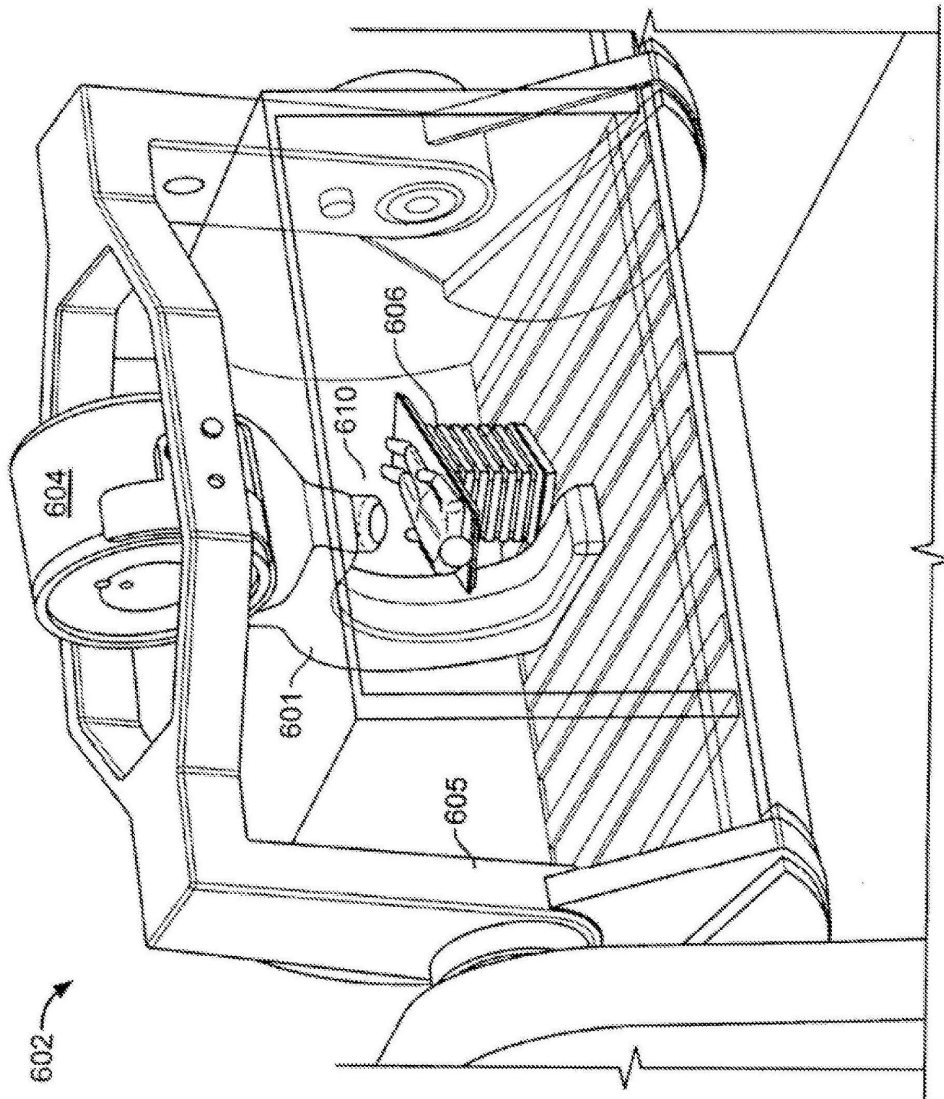


FIG. 29

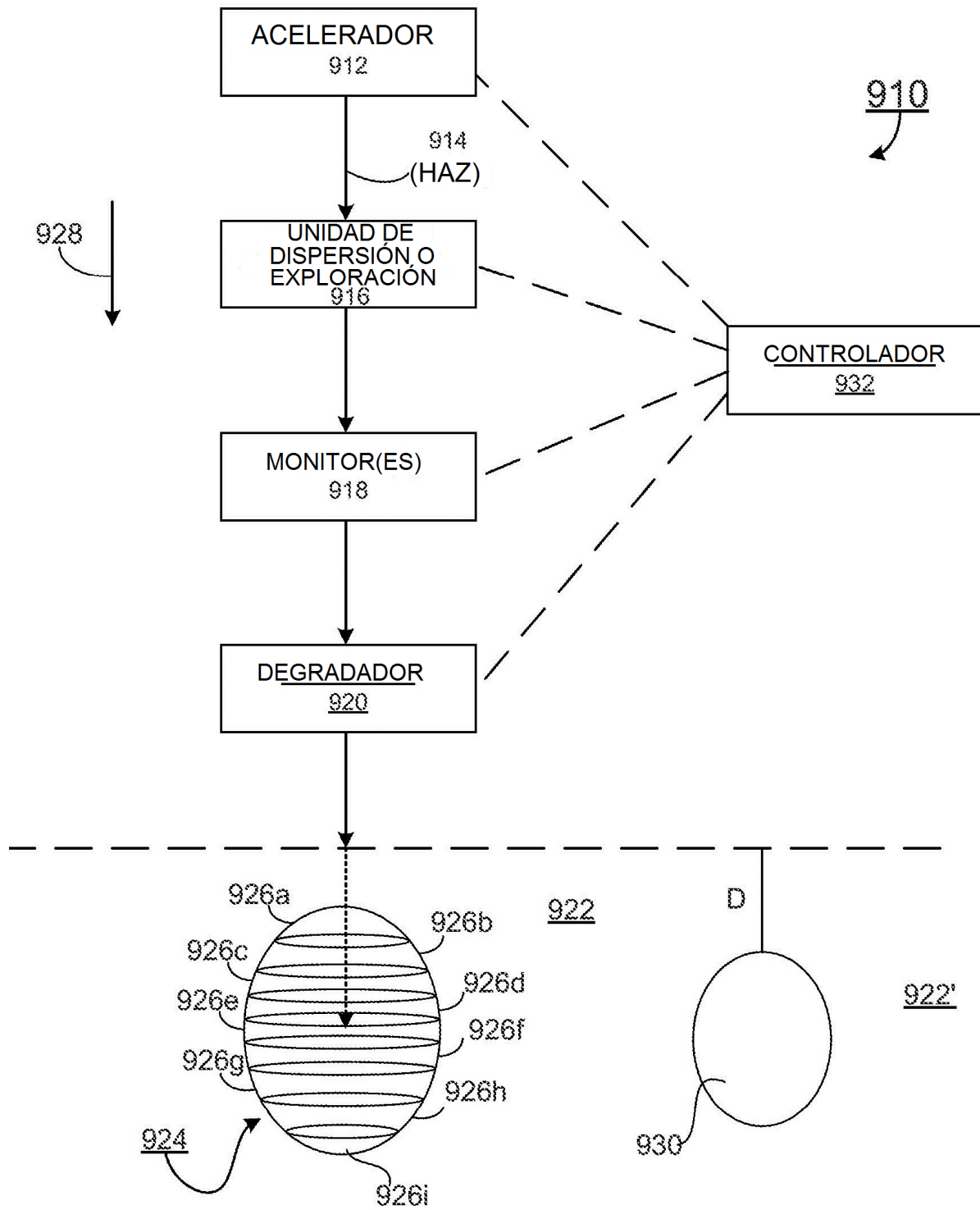


FIG. 30

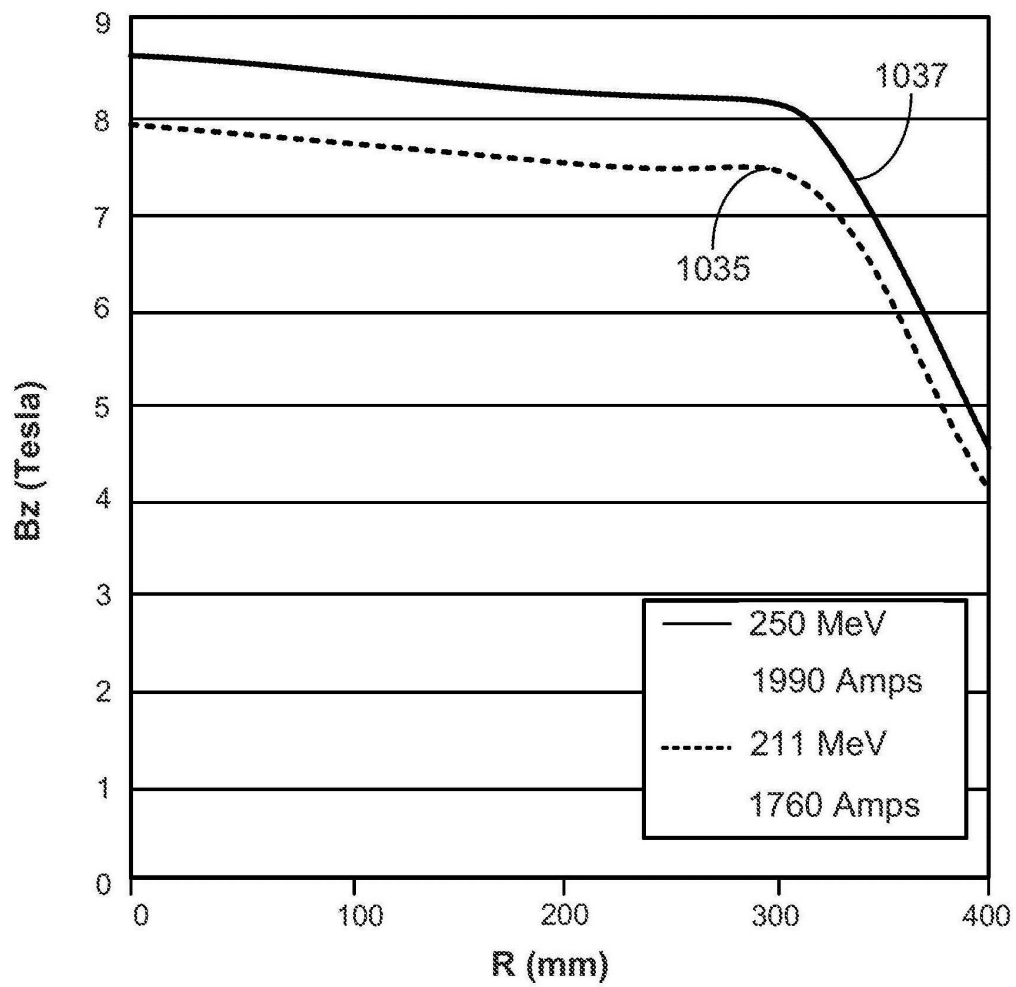


FIG. 31

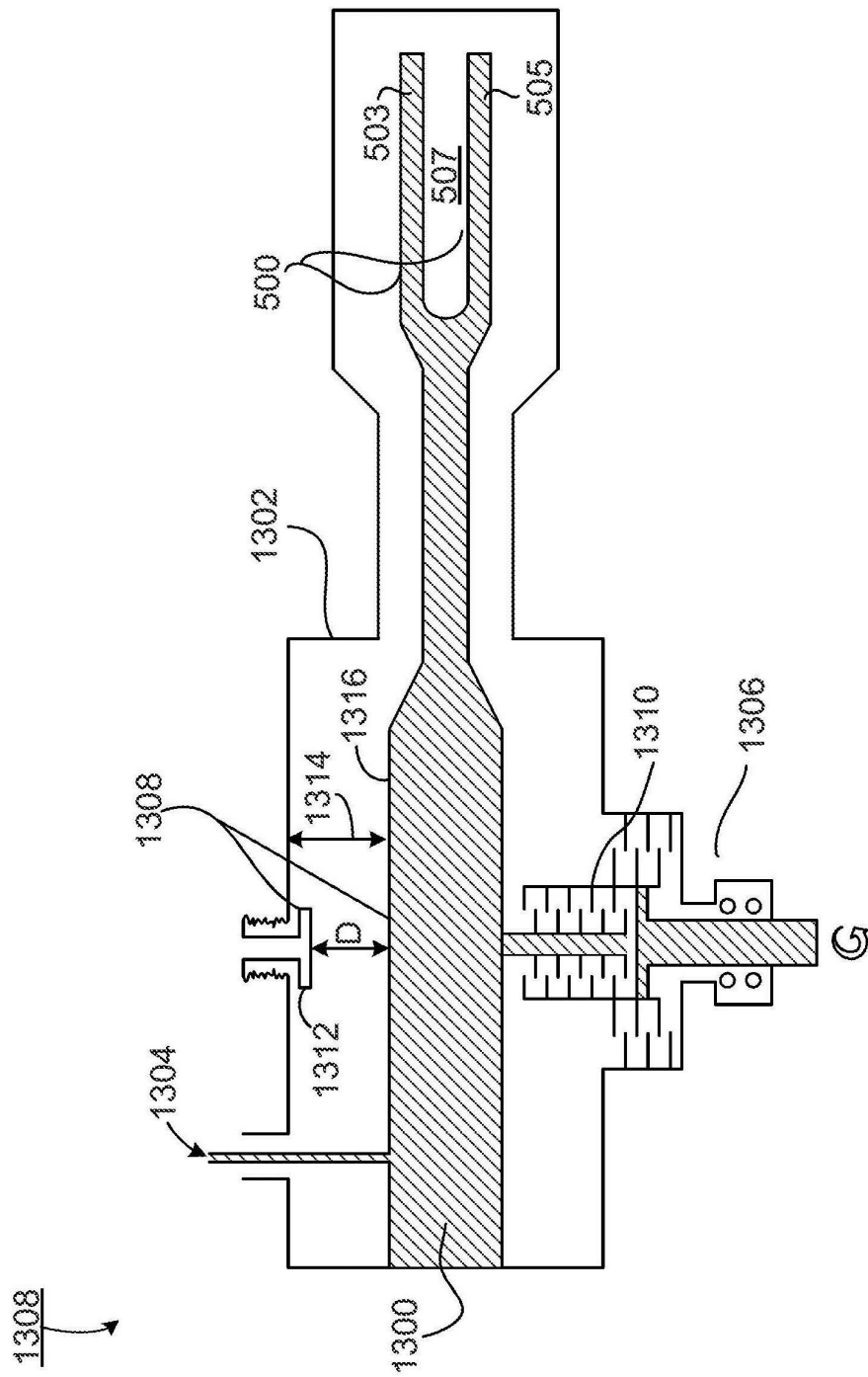


FIG. 32

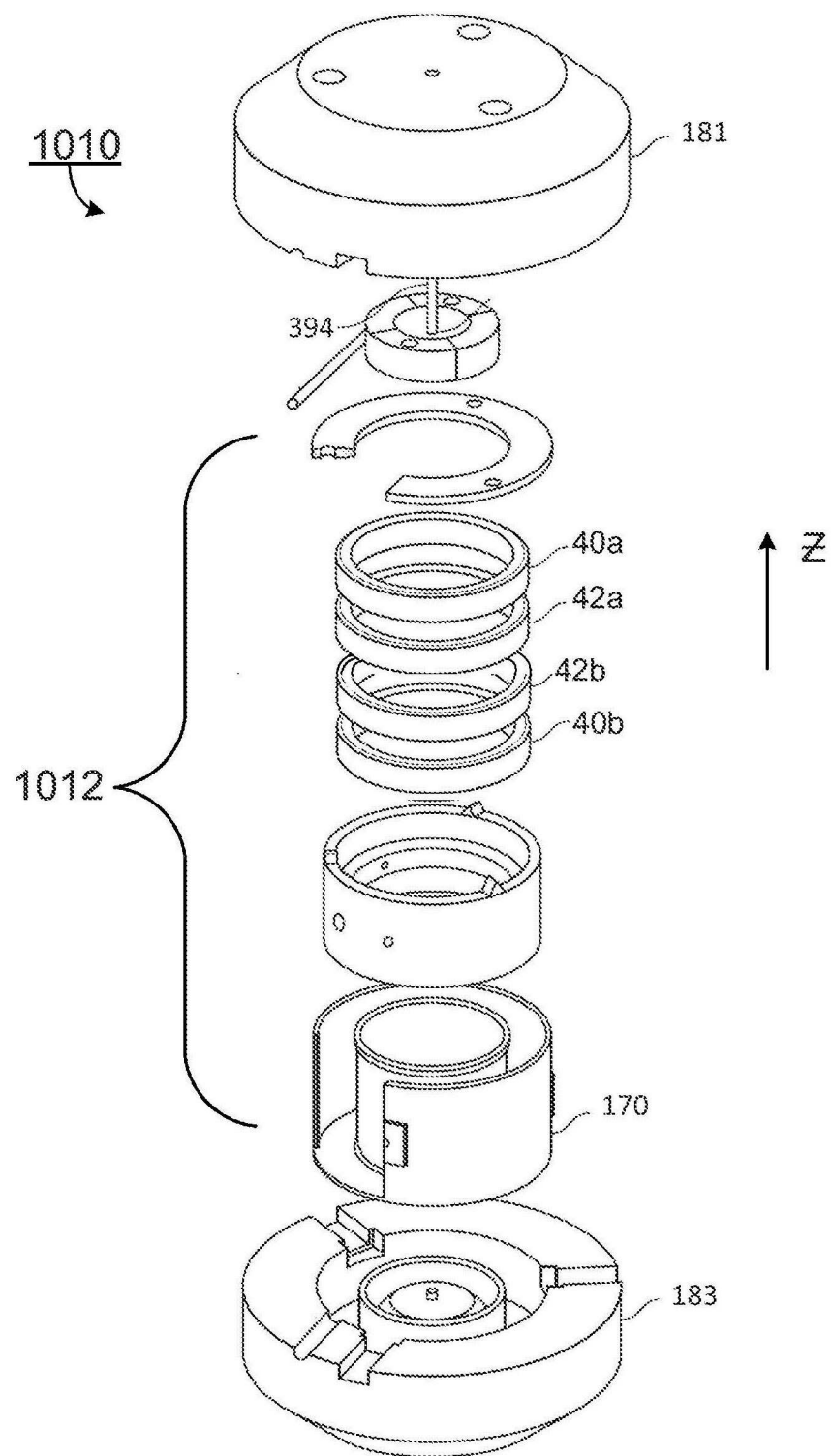


FIG. 33