

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 684 397**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10 (2006.01)

H05H 13/02 (2006.01)

H05H 7/00 (2006.01)

H05H 7/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.02.2015** **E 15155935 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.05.2018** **EP 2910278**

54 Título: **Sistema de barrido**

30 Prioridad:

20.02.2014 US 201414184990

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

02.10.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

O'NEIL, CHARLES D. y
MOLZAHN, ADAM C.

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 684 397 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 barrido

5 Campo técnico

Esta divulgación se refiere, en general, a un sistema de barrido de haz de partículas para su uso, por ejemplo, en un sistema terapéutico mediante partículas.

10 Antecedentes

Los sistemas terapéuticos mediante partículas usan un acelerador para generar un haz de partículas para tratar enfermedades, tales como tumores. Durante el funcionamiento, las partículas se aceleran en órbitas dentro de una cavidad en presencia de un campo magnético, y se extraen de la cavidad a través de un canal de extracción. Un regenerador de campo magnético genera una protuberancia en el campo magnético cerca del exterior de la cavidad para distorsionar la separación y el ángulo de algunas órbitas de modo que se desplacen en precesión hacia, y finalmente al interior de, el canal de extracción. Un haz, compuesto por partículas, sale del canal de extracción.

15

20

Un sistema de barrido está haz abajo del canal de extracción. En este contexto, "haz abajo" significa más cerca de un objetivo de irradiación (en este caso, con respecto al canal de extracción). El sistema de barrido mueve el haz a través de al menos parte del objetivo de irradiación para exponer varias partes del objetivo de irradiación al haz. Por ejemplo, para tratar un tumor, el haz de partículas puede "someterse a un barrido" a través de diferentes capas de sección transversal del tumor.

25

El documento JP2009045229 describe un procedimiento de irradiación mediante barrido que incluye la etapa de medir la dosis de radiación, la etapa de medir la dosis de radiación diferencial y la etapa de fijar la cantidad de dosis de radiación, donde la etapa de medir la dosis de radiación diferencial y la etapa de fijar la cantidad de dosis de radiación se realizan de manera repetida hasta que se satisfagan unas condiciones predeterminadas.

30

El documento WO 2004/103145 describe un procedimiento para medir la distribución de dosis en un maniquí con la forma de un paciente.

Resumen

35

Un sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo comprende: un acelerador de partículas para proporcionar un haz de partículas cargadas; y un sistema de barrido para someter el haz a un barrido a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. Un sistema de barrido de ejemplo comprende: un imán de barrido para mover el haz durante el barrido, donde una posición del haz corresponde a una corriente del imán de barrido; y un sistema de control para (i) controlar la corriente con el fin de producir un movimiento ininterrumpido del haz a través de al menos parte de un objetivo de irradiación para suministrar dosis de partículas cargadas, (ii) en posiciones en las que el haz de partículas suministra una dosis, almacenar información que identifica una ubicación y una cantidad de dosis suministrada, (iii) comparar una dosis acumulada suministrada en cada posición con una dosis acumulada objetivo, y (iv) si la dosis acumulada no coincide con la dosis acumulada objetivo en posiciones específicas, controlar la corriente con el fin de mover el haz para suministrar una dosis adicional a la posiciones específicas. El sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea de manera individual o combinada.

40

45

El acelerador está configurado para proporcionar pulsos de partículas cargadas según un ciclo de radiofrecuencia (RF). Los pulsos de partículas cargadas forman el haz. El movimiento del haz a través de al menos parte de un objetivo de irradiación no depende del ciclo de RF. El sistema de control está configurado para medir la dosis acumulada suministrada en cada posición. La medición puede ser sustancialmente sincrónica con el ciclo de RF. El sistema de control está configurado para medir la dosis acumulada suministrada en cada posición. La medición puede ser sustancialmente sincrónica con el suministro de dosis en cada posición.

50

55

La información que identifica una ubicación y una cantidad de dosis suministrada puede comprender la cantidad de dosis suministrada en cada posición y al menos uno de: una ubicación de cada posición dentro del objetivo de irradiación o una corriente magnética correspondiente a cada posición dentro del objetivo de irradiación. La ubicación puede corresponder a coordenadas tridimensionales dentro del objetivo de irradiación.

60

El sistema terapéutico mediante partículas puede comprender: memoria para almacenar un plan de tratamiento que identifica, para cada posición, una dosis acumulada objetivo del haz de partículas. El plan de tratamiento puede omitir información acerca de dosis individuales suministradas a posiciones individuales durante el barrido.

65

El sistema de barrido puede comprender: un degradador para cambiar la energía del haz antes de proporcionar el haz al objetivo de irradiación. El degradador puede estar haz abajo del imán de barrido con respecto al acelerador de partículas. El sistema de control puede estar configurado para controlar el movimiento de al menos parte del

degradador llevándolo hacia, o sacándolo de, una trayectoria del haz con el fin de influir en la energía del haz y, por lo tanto, fijar una capa del objetivo de irradiación en la que van a suministrarse las partículas cargadas.

5 El acelerador de partículas puede comprender una fuente de iones para proporcionar plasma a partir del cual se extraen pulsos del haz. Durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de iones puede estar desactivada.

10 El acelerador de partículas puede comprender: una fuente de iones para proporcionar plasma a partir del cual se extraen pulsos del haz; y una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas del plasma. La cavidad puede tener un campo magnético para hacer que partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma se muevan en órbita dentro de la cavidad. Durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de tensión puede estar desactivada. Durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de partículas puede estar desactivada durante todo el tiempo, o durante parte del mismo, que la fuente de tensión está desactivada.

15 El acelerador de partículas puede ser un acelerador de partículas de energía variable. El sistema de control puede estar configurado para fijar un nivel de energía del acelerador de partículas antes del barrido. El sistema de control puede estar configurado para fijar un nivel de energía del acelerador de partículas durante el barrido.

20 En una posición en la que el haz de partículas suministra una dosis, cada suministro de dosis individual puede ser un porcentaje de la dosis acumulada total. El porcentaje puede ser inferior al 100% de la dosis acumulada total. El porcentaje puede ser aproximadamente, o exactamente, del 100% de la dosis acumulada total.

25 El imán de barrido puede tener un núcleo de aire, un núcleo ferromagnético o un núcleo que sea una combinación de aire y de material ferromagnético.

30 Otro sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo comprende: un acelerador de partículas para proporcionar un haz de partículas cargadas; y un sistema de barrido para someter el haz a un barrido a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. Un sistema de barrido de ejemplo comprende: un imán de barrido para mover el haz durante el barrido; y un sistema de control para (i) controlar el imán de barrido para producir un movimiento ininterrumpido del haz sobre al menos parte de una capa de cierta profundidad del objetivo de irradiación para suministrar dosis de partículas cargadas al imán de irradiación; y (ii) determinar, en sincronía con el suministro de una dosis, información que identifica la dosis suministrada realmente en diferentes posiciones a lo largo de la capa de cierta profundidad.

35 El acelerador de partículas de ejemplo puede estar configurado para proporcionar pulsos de partículas cargadas según un ciclo de radiofrecuencia (RF). Los pulsos de partículas cargadas forman el haz. El movimiento del haz no depende del ciclo de RF.

40 Otro sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo comprende: un acelerador de partículas para proporcionar un haz de partículas cargadas; y un sistema de barrido para someter el haz a un barrido a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. Un sistema de barrido de ejemplo comprende: un imán de barrido para mover el haz durante el barrido, donde una posición del haz corresponde a una corriente del imán de barrido; y un sistema de control de bucle abierto para (i) controlar la corriente para producir un movimiento ininterrumpido del haz de partículas a través de al menos parte de una capa de un imán de irradiación, (ii) registrar, en sincronía con el suministro, dosis del haz de partículas suministrado al objetivo de irradiación y al menos uno de: coordenadas en las que se suministraron las dosis o corrientes magnéticas a las que se suministraron las dosis, y (iii) compensar deficiencias en las dosis registradas con respecto a dosis acumuladas objetivo correspondientes. El sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea de manera individual o combinada.

55 El acelerador de partículas puede comprender: una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas procedentes de una columna de plasma, donde la cavidad tiene un campo magnético para hacer que partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma se muevan en órbita dentro de la cavidad; un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma y para proporcionar las partículas recibidas desde la cavidad hacia el sistema de barrido; y un regenerador para proporcionar una protuberancia en el campo magnético dentro de la cavidad para cambiar de ese modo órbitas sucesivas de las partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se proporcionen al canal de extracción. El campo magnético puede estar comprendido entre 4 teslas (T) y 20T, y la protuberancia de campo magnético puede ser como mucho de 2 teslas. El movimiento ininterrumpido del haz de partículas a través de al menos parte de la capa del objetivo de irradiación puede no depender de la frecuencia de RF.

65 El imán de barrido puede comprender un núcleo de aire. El sistema terapéutico mediante partículas puede comprender un pórtico en el que el acelerador de partículas y el sistema de barrido están montados. El pórtico

puede estar configurado para mover el acelerador de partículas y el sistema de barrido alrededor del objetivo de irradiación. La corriente del imán de barrido puede ajustarse en función de una posición del pórtico.

5 El acelerador de partículas puede comprender un sincrociclotrón. El movimiento ininterrumpido del haz de partículas puede producirse a través de toda la capa o a través de parte de la capa.

10 El sistema terapéutico mediante partículas puede comprender un sensor de corriente asociado al imán de barrido. El registro de coordenadas en las que se suministraron las dosis puede comprender muestrear una salida del sensor de corriente y correlacionar la salida con coordenadas. El sistema terapéutico mediante partículas puede comprender una cámara de ionización entre el imán de barrido y el objetivo de irradiación. El registro de dosis del haz de partículas suministrado al objetivo de irradiación puede comprender muestrear una salida de la cámara de ionización para cada dosis.

15 Un sistema terapéutico de protones de ejemplo puede incluir cualquiera de los aceleradores de partículas y sistemas de barrido anteriores, y un pórtico en el que están montados el acelerador de partículas y el sistema de barrido. El pórtico puede rotar con respecto a una posición del paciente. Los protones pueden proporcionarse, esencialmente, de manera directa desde el acelerador de partículas y a través del sistema de barrido hasta la posición de un objetivo de irradiación, tal como un paciente. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón.

20 Dos o más de las características descritas en esta divulgación, incluidas las descritas en esta sección de resumen, pueden combinarse para formar implementaciones no descritas específicamente en el presente documento.

25 El control de los diversos sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, puede implementarse a través de un producto de programa informático que incluye instrucciones que están almacenadas en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios, y que pueden ejecutarse en uno o más dispositivos de procesamiento (por ejemplo, microprocesadores, circuitos integrados de aplicación específica, lógica programada tal como matrices de puertas programables *in situ*, o similares). Los sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, pueden implementarse como un aparato, un procedimiento o un sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria de ordenador para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones pertinentes.

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

35 La invención está definida en las reivindicaciones, y otras formas de realización se ofrecen simplemente a modo de ejemplo.

Descripción de los dibujos

40 Las Fig. 1 y 2 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón de ejemplo para su uso en un sistema terapéutico mediante partículas.

La Fig. 3 es una vista lateral de un sistema de barrido de ejemplo.

45 La Fig. 4 es una vista en perspectiva de componentes de un sistema de barrido de ejemplo.

La Fig. 5 es una vista delantera de un imán de ejemplo para su uso en un sistema de barrido del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.

50 La Fig. 6 es una vista en perspectiva de un imán de ejemplo para su uso en un sistema de barrido del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.

La Fig. 7 es una vista en perspectiva de un degradador de energía de ejemplo (modulador de radio de acción) para su uso en un sistema de barrido del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.

55 La Fig. 8 es una vista en perspectiva de un proceso para mover una placa de un degradador de energía en la trayectoria de un haz de partículas.

60 La Fig. 9 es un diagrama de flujo que muestra un proceso de ejemplo para llevar a cabo un barrido por líneas que puede realizarse usando el hardware de las Fig. 1 a 8.

La Fig. 10 es una vista desde arriba que muestra una sección transversal de ejemplo de un objetivo de irradiación y una trayectoria de barrido de radiación.

65 La Fig. 11 es una vista en perspectiva de un sistema terapéutico de ejemplo.

La Fig. 12 es una vista en perspectiva y en despiece ordenado de componentes de un sincrociclotrón de ejemplo para su uso en el sistema terapéutico mediante partículas.

La Fig. 13 es una vista en sección transversal del sincrociclotrón de ejemplo.

5

La Fig. 14 es una vista en perspectiva del sincrociclotrón de ejemplo.

La Fig. 15 es una vista en sección transversal de una fuente de iones de ejemplo para su uso en el sincrociclotrón.

10 La Fig. 16 es una vista en perspectiva de una placa de electrodo hueco en forma de D de ejemplo y de un electrodo hueco ficticio en forma de D de ejemplo para su uso en el sincrociclotrón.

La Fig. 17 muestra un paciente colocado dentro de un pórtico interno de ejemplo del sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo en una sala de tratamiento.

15

La Fig. 18 es una vista conceptual de un sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo que puede usar un acelerador de partículas de energía variable.

20 La Fig. 19 es una vista en perspectiva y en despiece ordenado de un sistema magnético de ejemplo que puede usarse en un acelerador de partículas de energía variable.

La Fig. 20 es un gráfico de ejemplo que muestra energía y corriente para variaciones en el campo magnético y la distancia en un acelerador de partículas.

25 La Fig. 21 es una vista lateral de una estructura de ejemplo para realizar un barrido de tensión en una placa de electrodo hueco en forma de D a través de una banda de frecuencias para cada nivel de energía de un haz de partículas, y para modificar la banda de frecuencias cuando varía la energía del haz de partículas.

30 Los mismos símbolos de referencia en los diversos dibujos indican los mismos elementos.

Descripción detallada

35 En el presente documento se describe un ejemplo de un acelerador de partículas para su uso en un sistema, tal como un sistema terapéutico mediante protones o iones. El sistema terapéutico mediante partículas de ejemplo incluye un acelerador de partículas, en este ejemplo un sincrociclotrón, montado en un pórtico. El pórtico permite que el acelerador rote alrededor de la posición de un paciente, tal como se explica posteriormente en mayor detalle. En algunas implementaciones, el pórtico es de acero y tiene dos soportes montados para rotar en dos cojinetes respectivos que están dispuestos en lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado mediante una viga de acero que es lo suficientemente larga como para abarcar el área de tratamiento en la que está el paciente, y que está acoplada en ambos extremos a los soportes giratorios del pórtico. Como resultado de la rotación del pórtico alrededor del paciente, el acelerador de partículas también rota.

45 En una implementación de ejemplo, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que alberga una o más bobinas superconductoras, cada una para conducir una corriente que genera un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato usa helio (He) líquido para mantener cada bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, $-269,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ (4 grados Kelvin). Culatas magnéticas o piezas polares magnéticas más pequeñas están ubicadas dentro del criostato y definen una cavidad en la que las partículas se aceleran.

50 En esta implementación de ejemplo, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (por ejemplo, una fuente de calibración de iones de tipo Penning (PIG)) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. Se ioniza gas hidrógeno para producir la columna de plasma. Una fuente de tensión proporciona una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar los pulsos de partículas procedentes de la columna de plasma.

55 Como se ha indicado, en un ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. Por consiguiente, se realiza un barrido de tensión de RF a través de una banda de frecuencias para tener en cuenta los efectos relativistas en las partículas (por ejemplo, una mayor masa de las partículas) cuando se aceleran partículas procedentes de la columna de plasma. El campo magnético producido al hacer circular corriente a través de una bobina superconductora hace que las partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma se aceleren de manera orbital dentro de la cavidad. En otras implementaciones puede usarse un acelerador de partículas diferente a un sincrociclotrón. Por ejemplo, un ciclotrón, un sincrotrón, un acelerador lineal, etc., pueden sustituir al sincrociclotrón descrito en el presente documento.

65 En el sincrociclotrón de ejemplo, un regenerador de campo magnético ("regenerador") está situado cerca del exterior de la cavidad (por ejemplo, en un borde interior de la misma) para ajustar el campo magnético existente dentro de la cavidad para cambiar de ese modo las ubicaciones (por ejemplo, la separación y el ángulo) de órbitas sucesivas de las partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma de manera que, finalmente, las partículas se

proporcionan 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 una "protuberancia" en el campo magnético en un área de la cavidad), haciendo de este modo que cada órbita sucesiva de partículas en ese punto se desplace en precesión hacia fuera, hacia el punto de entrada del canal de extracción hasta que alcance el canal de extracción. El canal de extracción recibe partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma y proporciona las partículas recibidas desde la cavidad como un haz de partículas.

Las bobinas superconductoras ("principales") pueden producir campos magnéticos relativamente altos. El campo magnético generado por una bobina principal puede estar dentro de un intervalo comprendido entre 4T y 20T, o más. Por ejemplo, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos en, o que superan, 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 estén dentro del intervalo comprendido entre 4T y 20T (o valores superiores o inferiores) que no se han enumerado antes de manera específica.

En algunas implementaciones, tal como la implementación mostrada en las Fig. 1 y 2, grandes culatas magnéticas ferromagnéticas actúan como retorno para el campo magnético disperso producido por las bobinas superconductoras. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el imán superconductor puede generar un campo magnético relativamente alto de, por ejemplo, 4T o más, dando como resultado campos magnéticos dispersos considerables. En algunos sistemas, tal como el mostrado en las Fig. 1 y 2, la culata de retorno ferromagnética relativamente grande 100 se usa como retorno para el campo magnético generado por las bobinas superconductoras. Un escudo magnético rodea la culata. La culata de retorno y el escudo disipan conjuntamente el campo magnético disperso, reduciéndose así la posibilidad de que campos magnéticos dispersos afecten negativamente al funcionamiento del acelerador.

En algunas implementaciones, la culata de retorno y el escudo pueden sustituirse por, o aumentarse mediante, un sistema de retorno activo. Un sistema de retorno activo de ejemplo incluye una o más bobinas de retorno activo que conducen corriente en un sentido opuesto a la corriente a través de las bobinas superconductoras principales. En algunas implementaciones de ejemplo, hay una bobina de retorno activo para cada bobina superconductora, por ejemplo, dos bobinas de retorno activo, una para cada bobina superconductora (denominada bobina "principal"). Cada bobina de retorno activo también puede ser una bobina superconductora que rodea el exterior de una bobina superconductora principal correspondiente.

A través de las bobinas de retorno activo pasa una corriente en un sentido opuesto al sentido de la corriente que pasa a través de las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activo genera de este modo un campo magnético que es opuesto en polaridad al campo magnético generado por las bobinas principales. Como resultado, el campo magnético generado por una bobina de retorno activo puede disipar al menos parte del campo magnético disperso relativamente intenso generado por 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 de 2013.

Haciendo referencia a la Fig. 3, en la salida del canal de extracción 102 del acelerador de partículas 105 (que puede tener la configuración mostrada en las Fig. 1 y 2), está dispuesto un sistema de barrido 106 de ejemplo que puede usarse para realizar un barrido con el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. La Fig. 4 también muestra ejemplos de componentes del sistema de barrido. Estos incluyen, pero no están limitados a, un imán de barrido 108, una cámara iónica 109 y un degradador de energía 110. Otros componentes que pueden incorporarse en el sistema de barrido no se muestran en la Fig. 4, e incluyen, por ejemplo, uno o más difusores para cambiar el tamaño del punto de haz.

En una operación de ejemplo, el imán de barrido 108 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 iónica 109 detecta la dosis del haz y realimenta esa información a un sistema de control para ajustar el movimiento del haz. El degradador de energía 110 puede controlarse para mover material (por ejemplo, una o más palcas individuales) llevándolo a, y sacándolo de, la trayectoria del haz de partículas para cambiar la energía del haz de partículas y, por lo tanto, la profundidad a la que el haz de partículas

penetrará en el objetivo de irradiación. De esta manera, el degradador de energía selecciona una capa de cierta profundidad de un objetivo de irradiación para su barrido en dos dimensiones.

5 Las Fig. 5 y 6 muestran vistas de un imán de barrido 108 de ejemplo. En esta implementación de ejemplo, el imán
de barrido 108 incluye dos bobinas 111, que controlan el movimiento de haz de partículas en la dirección X, y dos
bobinas 112, que controlan el movimiento de haz de partículas en la dirección Y. El control se consigue, en algunas
implementaciones, variando la corriente a través de uno o ambos conjuntos de bobinas para variar de ese modo
el/los campo(s) magnético(s) producido(s) de ese modo. Al modificar el/los campo(s) magnético(s) de manera
10 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 barrido no puede moverse físicamente con respecto al acelerador de
partículas. En otras implementaciones, el imán de barrido puede moverse con respecto al acelerador de partículas
(por ejemplo, además del movimiento proporcionado por el pórtico). En algunas implementaciones, el imán de
barrido puede controlarse para mover el haz de partículas de manera continua de modo que haya un movimiento
15 ininterrumpido del haz de partículas sobre al menos parte de, y posiblemente la totalidad de, una capa de un objetivo
de irradiación que está sometiéndose al barrido. En otras implementaciones, los imanes de barrido pueden
controlarse a intervalos o momentos específicos. En algunas implementaciones, puede haber diferentes imanes de
barrido para controlar todo o parte del movimiento de un haz de partículas en las direcciones X y/o Y.

20 En algunas implementaciones, el imán de barrido 108 puede tener un núcleo de aire. En otras implementaciones, el
imán de barrido 108 puede tener un núcleo ferromagnético (por ejemplo, un núcleo de hierro). En general, un imán
que presenta un núcleo de aire incluye una bobina magnética alrededor de un núcleo que no está formado por un
material ferromagnético, tal como el aire. Por ejemplo, un imán de núcleo de aire puede incluir bobinas autónomas
que rodean el aire. En algunas implementaciones, un imán de núcleo de aire puede incluir bobinas que están
25 enrolladas alrededor de un aislante, tal como cerámica o plástico, que puede incluir, o no, aire.

En algunos casos, un núcleo de aire puede tener ventajas sobre un núcleo ferromagnético. Por ejemplo, la cantidad
de movimiento del haz de partículas (es decir, su desviación) en las direcciones X y/o Y se determina en función de,
al menos en parte, la cantidad de corriente aplicada al imán (denominada "corriente magnética"). Un imán de barrido
tiene normalmente una longitud de movimiento (o de desviación), que es la extensión a través de la cual el imán
30 moverá el haz. En los extremos de esta longitud, tal como en los bordes, mayores cantidades de corriente se aplican
al imán de barrido para conseguir cantidades relativamente altas de desviación de haz. Algunos tipos de imanes de
barrido que tienen un núcleo ferromagnético pueden saturarse en estos extremos, dando como resultado una
relación no lineal entre la corriente y el movimiento del imán. Es decir, la cantidad de desviación producida por el
imán puede no ser linealmente proporcional a la cantidad de corriente aplicada al imán. Debido a esta no linealidad
35 puede ser difícil, en algunos casos, determinar y/o fijar algunas ubicaciones de haz usando la corriente magnética.
Por consiguiente, cuando se usa un imán de barrido que tiene un núcleo ferromagnético, puede ser necesario
realizar alguna calibración y/o compensación con el fin de corregir las no linealidades, tal como lo descrito
anteriormente.

40 Por el contrario, un imán de barrido que presenta un núcleo de aire puede no saturarse de la misma manera que un
imán de barrido que presenta un núcleo ferromagnético. Por ejemplo, un imán de núcleo de aire puede no saturarse
o puede saturarse menos que un imán que presenta un núcleo ferromagnético. Como resultado, la relación entre
corriente y movimiento de imán puede ser más lineal, particularmente en los extremos de la longitud, lo que hace
45 que las determinaciones de la ubicación de haz basadas en la corriente magnética sean más precisas, al menos en
algunos casos. Esta mayor linealidad también puede permitir un movimiento más preciso del haz, particularmente en
los extremos de la longitud. Es decir, puesto que la relación entre la corriente y el movimiento del haz es
generalmente más lineal a través de una mayor longitud cuando se usa un imán de barrido de núcleo de aire, el
movimiento del haz puede reproducirse con mayor facilidad usando un imán de barrido de núcleo de aire. Esto
puede ser ventajoso, ya que una capa de cierta profundidad de un objetivo de irradiación puede requerir múltiples
50 barridos, donde cada uno proporciona un porcentaje de una dosis de radiación acumulada total. La precisión en el
suministro de múltiples dosis a la misma área, como la que puede obtenerse mediante el uso de un imán de barrido
de núcleo de aire, puede afectar a la eficacia del tratamiento.

Aunque la relación entre la corriente y el movimiento de imán puede ser más lineal en un imán de núcleo de aire, en
55 algunos casos un imán de núcleo de aire puede ser más susceptible a campos magnéticos dispersos que un imán
que presenta un núcleo ferromagnético. Estos campos magnéticos dispersos pueden incidir en el imán de barrido
durante el movimiento del imán de barrido generado por el pórtico. Por consiguiente, en algunas implementaciones
que usan un imán de barrido que presenta un núcleo de aire, la corriente aplicada al imán de barrido para mover el
haz puede calibrarse para tener en cuenta la posición del imán de barrido con respecto al paciente (o, de manera
60 correspondiente, para tener en cuenta la posición del pórtico, ya que la posición del pórtico corresponde a la
posición del imán de barrido con respecto al paciente). Por ejemplo, el comportamiento del imán de barrido puede
determinarse y, si es necesario, corregirse, en relación con diferentes posiciones (ángulos) de rotación del pórtico,
por ejemplo aumentando o reduciendo cierta corriente aplicada en función de la posición de rotación.

En algunas implementaciones, el imán de barrido puede tener un núcleo que comprende tanto aire como un material ferromagnético (por ejemplo, hierro). En tales implementaciones, la cantidad y la configuración de aire y de material ferromagnético en el núcleo pueden determinarse teniendo en cuenta los factores anteriores.

5 En algunas implementaciones, un sensor de corriente 118 puede estar conectado, o estar asociado de otro modo, al imán de barrido 108. Por ejemplo, el sensor de corriente puede estar en comunicación con, pero sin estar conectado a, el imán de barrido. En algunas implementaciones, el sensor de corriente muestrea la corriente aplicada al imán, que puede incluir corriente para la(s) bobina(s) para controlar el barrido de haz en la dirección X y/o corriente para la(s) bobina(s) para controlar el barrido de haz en la dirección Y. El sensor de corriente puede muestrear la corriente a través del imán en instantes que corresponden a la aparición de pulsos en el haz de partículas o a un ritmo que supera el ritmo en que los pulsos se producen en el haz de partículas. En el segundo caso, las muestras, que identifican la corriente magnética, se correlacionan con la detección de los pulsos mediante la cámara iónica descrita posteriormente. Por ejemplo, los instantes en los que los pulsos se detectan usando la cámara iónica (descrita posteriormente) pueden correlacionarse en el tiempo con muestras del sensor de corriente, identificándose así la corriente en la(s) bobina(s) magnética(s) en los instantes en que se producen los pulsos. Por tanto, usando la corriente magnética puede ser posible determinar la ubicación en el objetivo de irradiación (por ejemplo, en una capa de cierta profundidad del objetivo de irradiación) en la que se suministró cada pulso y, por tanto, la dosis de partículas. La ubicación de la capa de cierta profundidad puede determinarse en función de la posición del degradador de energía (por ejemplo, el número de placas) en la trayectoria de haz.

20 Durante el funcionamiento, la(s) magnitud(es) (por ejemplo, el/los valor(es)) de la(s) corriente(s) magnética(s) puede(n) almacenarse para cada ubicación en la que se suministra una dosis, junto con la cantidad (por ejemplo, intensidad) de la dosis. Un sistema informático, que puede estar o bien en el acelerador o ser remoto al acelerador y que puede incluir una memoria y uno o más dispositivos de procesamiento, puede correlacionar la corriente magnética con coordenadas dentro del objetivo de radiación, y esas coordenadas pueden almacenarse junto con la cantidad de la dosis. Por ejemplo, la ubicación puede identificarse mediante un número de capa de cierta profundidad y mediante coordenadas XY cartesianas o mediante coordenadas XYZ cartesianas (donde la capa corresponde a la coordenada Z). En algunas implementaciones, tanto la magnitud de la corriente magnética como las ubicaciones de coordenadas pueden almacenarse junto con la dosis en cada ubicación. Esta información puede almacenarse en memoria ya sea en, o de manera remota a, el acelerador. Como se describe en mayor detalle posteriormente, esta información puede usarse durante el barrido para aplicar múltiples dosis a las mismas ubicaciones para conseguir dosis acumuladas de objetivo.

35 En algunas implementaciones, la cámara iónica 109 detecta una dosis (por ejemplo, una o más dosis individuales) aplicadas por el haz de partículas a posiciones en un objetivo de irradiación detectando los números de pares de iones creados dentro un gas generado por la radiación incidente. Los números de pares de iones corresponden a la dosis proporcionada por el haz de partículas. Esa información se realimenta al sistema informático y se almacena en memoria junto con el instante en que se proporcionó la dosis. Esta información puede correlacionarse con, y almacenarse en asociación con, la ubicación en la que se proporcionó la dosis y/o la magnitud de la corriente magnética en ese instante, como se ha descrito anteriormente.

45 Como se describe en mayor detalle posteriormente, el sistema de barrido se ejecuta en bucle abierto, en cuyo caso el haz de partículas se mueve libremente y sin interrupciones a través de un objetivo de irradiación para cubrir sustancialmente el objetivo con radiación. A medida que se suministra la radiación, la dosimetría implementada por el sistema de control de terapia mediante partículas registra (es decir, almacena) la cantidad de radiación por ubicación e información correspondiente a la ubicación en la que se suministró la radiación. La ubicación en la que se suministró la radiación puede registrarse como coordenadas o como uno o más valores de corriente magnética, y la cantidad de radiación suministrada puede registrarse como dosis en grays. Puesto que el sistema se ejecuta en bucle abierto, el suministro de la radiación no está sincronizado con el funcionamiento del acelerador de partículas (por ejemplo, con su ciclo de RF). Sin embargo, la dosimetría se sincroniza con el funcionamiento del acelerador de partículas. Más específicamente, la dosimetría registra la cantidad y ubicación de cada dosis suministrada cuando se suministra la dosis (es decir, lo más próximo posible al momento del suministro dados los límites de la tecnología). Puesto que la dosis se suministra en sincronía con el funcionamiento del acelerador (por ejemplo, se suministra un pulso por ciclo de RF), la dosimetría que registra la dosis y la ubicación funciona en sincronía, o casi en sincronía, con el suministro de dosis de radiación al objetivo y, por tanto, en sincronía con el funcionamiento del acelerador de partículas, tal como como su ciclo de RF.

60 La Fig. 7 muestra un modulador de radio de acción 115, que es una implementación de ejemplo del degradador de energía 110. En algunas implementaciones, tal como se muestra en la Fig. 7, el modulador de radio de acción incluye una serie de placas 116. Las placas pueden estar hechas de uno o más de los siguientes materiales de ejemplo: carbono, berilio u otro material de número atómico bajo. Sin embargo, pueden usarse otros materiales en lugar de, o además de, estos materiales de ejemplo.

65 Una o más de las placas puede llevarse a, o sacarse de, la trayectoria de haz para influir de ese modo en la energía del haz de partículas y, por tanto, en la profundidad de penetración del haz de partículas dentro del objetivo de irradiación. Por ejemplo, cuantas más placas se lleven a la trayectoria del haz de partículas, más energía absorberán

las placas y menos energía tendrá el haz de partículas. Por el contrario, cuantas menos placas se lleven a la trayectoria del haz de partículas, menos energía absorberán las placas y más energía tendrá el haz de partículas. Haces de partículas de mayor energía penetran normalmente a más profundidad en el objetivo de irradiación que los haces de partículas de menor energía. En este contexto, "mayor" y "menor" tienen un sentido relativo y no tienen ninguna connotación numérica específica.

Las placas se llevan físicamente a, y se sacan de, la trayectoria del haz de partículas. Por ejemplo, tal como se muestra en la Fig. 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 se controlan mediante ordenador. Generalmente, el número de placas que se llevan a la trayectoria del haz de partículas corresponde a la profundidad a la que va a tener lugar el barrido de un objetivo de irradiación. Por ejemplo, el objetivo de irradiación puede dividirse en secciones transversales o capas de cierta profundidad, cada una de las cuales corresponde a una profundidad de irradiación. Una o más placas del modulador de radio de acción pueden llevarse a, o sacarse de, la trayectoria del haz hacia el objetivo de irradiación con el fin de conseguir la energía apropiada para irradiar cada una de estas secciones transversales o capas de cierta profundidad del objetivo de irradiación. El modulador de radio de acción puede ser estacionario con respecto al haz de partículas durante el barrido de una parte de (por ejemplo, una sección transversal de) un objetivo de irradiación, excepto para sus placas que se llevan a y se sacan de la trayectoria del haz de partículas. Como alternativa, el modulador de radio de acción de las Fig. 7 y 8 puede sustituirse por un modulador de radio de acción que, al menos parte del tiempo, realiza un seguimiento del movimiento del haz de partículas, permitiendo de ese modo el uso de placas más pequeñas.

En implementaciones que usan un modulador de radio de acción del tipo descrito anteriormente, el número de placas que se llevan a la trayectoria de haz determina/establece la capa de cierta profundidad del objetivo de irradiación que va a someterse al barrido. Por ejemplo, si dos placas se llevan a la trayectoria del haz, la capa será más superficial que si se lleva una o ninguna placa a la trayectoria del haz. La capa puede identificarse y almacenarse en memoria en función del número de placas llevadas a la trayectoria de haz. En algunas implementaciones, las placas pueden tener diferentes grosores. En tales implementaciones, el grosor de las diversas placas también afecta a la capa que va a someterse al barrido (por ejemplo, la profundidad en la que penetrará el haz de partículas en el objetivo).

En algunas implementaciones, el acelerador de partículas puede ser un acelerador de partículas de energía variable, tal como el acelerador de partículas de ejemplo descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º 13/916.401, presentada el 12 de junio de 2013. En sistemas de ejemplo en los que se usa un acelerador de partículas de energía variable, puede ser menos necesario 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 usan un acelerador de partículas de energía variable, puede no necesitarse un degradador de energía. En algunos sistemas que utilizan 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 antes de tratar el objetivo de irradiación. El plan de tratamiento puede almacenarse en memoria que es accesible por un sistema informático que controla el funcionamiento del sistema terapéutico de partículas. El plan del tratamiento puede incluir información acerca de cómo va a proporcionarse el tratamiento de radiación mediante el sistema terapéutico de partículas. Por ejemplo, un plan de tratamiento puede especificar cómo va a llevarse a cabo el barrido para un objetivo de irradiación particular. En algunas implementaciones, el plan de tratamiento especifica que va a realizarse un barrido por líneas. El barrido por líneas incluye producir un movimiento ininterrumpido del haz de partículas a través del objetivo de irradiación. Por ejemplo, el imán de barrido se mueve continuamente para realizar un barrido de (por ejemplo, mover) el haz de partículas a través del objetivo de irradiación para producir un movimiento ininterrumpido del haz de partículas sobre al menos parte de una capa de un objetivo de irradiación. El movimiento puede realizarse de manera ininterrumpida a través de toda una capa del objetivo de irradiación o a través de solo parte de una capa. En algunas implementaciones, el haz puede moverse a velocidad constante a lo largo de toda o parte de una capa del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, la velocidad a la que el haz puede moverse a lo largo de toda o parte de una capa del objetivo de irradiación puede variar. Por ejemplo, el haz de partículas puede moverse con mayor rapidez a través de partes internas de una capa que en los bordes de la capa. La velocidad de movimiento puede especificarse en el plan de tratamiento.

En algunas implementaciones, el plan de tratamiento también puede especificar la dosis de radiación (partículas) acumulada objetivo que va a aplicarse a varias posiciones en capas de un objetivo de irradiación. La dosis se acumula en el sentido de que puede conseguirse mediante la aplicación de una o más dosis de partículas. Por ejemplo, la misma ubicación (por ejemplo, en el espacio XYZ) o un objetivo de irradiación puede irradiarse diez veces, cada vez con un 10% de la dosis acumulada objetivo para conseguir la dosis acumulada objetivo. En algunas implementaciones, el plan de tratamiento no necesita especificar la cantidad de dosis para cada ubicación, las ubicaciones o el número de veces que las ubicaciones van a ser irradiadas. Es decir, esta información puede omitirse del plan de tratamiento en algunas implementaciones. En cambio, en algunas implementaciones, la intensidad del haz de partículas puede establecerse de antemano para proporcionar una dosis de radiación particular en cada irradiación. Después, puede realizarse un barrido de haz de partículas sobre una capa del objetivo

de irradiación en bucle abierto, sin necesidad de realimentación para el desplazamiento hacia una ubicación subsiguiente. A medida que se realiza un barrido con el haz de partículas, se determina la ubicación del haz y se determina la dosis correspondiente en esa ubicación. La determinación puede realizarse casi al mismo tiempo que el barrido y suministro (es decir, lo más próximo posible al momento del suministro dados los límites de la tecnología).

5 La dosis acumulada en esa ubicación, que incluye la dosis actual así como cualquier dosis suministrada previamente durante el tratamiento actual, se compara con la dosis acumulada objetivo del plan de tratamiento. Si ambas no coinciden, entonces puede aplicarse una dosis adicional a esa ubicación durante un barrido subsiguiente. Puesto que no siempre se conoce de manera precisa cuánta radiación va a suministrarse a una ubicación por barrido, el número de veces que una ubicación se somete a un barrido puede no fijarse de antemano. Asimismo, puesto que
10 puede haber fluctuaciones en la cantidad de radiación suministrada realmente por barrido a una ubicación, la cantidad precisa de radiación por barrido no se fija necesariamente de antemano. Por consiguiente, en algunas implementaciones, no es necesario incluir tal información en el plan de tratamiento.

15 En algunas implementaciones, el plan de tratamiento también puede incluir uno o más patrones a través de los cuales puede realizarse un barrido de haz de partículas por capa. El plan de tratamiento también puede especificar el número de placas de un degradador de energía para conseguir un nivel/capa de energía particular. Otras implementaciones pueden incluir información además de, o en lugar de, la específica anteriormente.

20 En algunas implementaciones, el plan de tratamiento global de un objetivo de irradiación puede incluir diferentes planes de tratamiento para diferentes secciones transversales (capas) del objetivo de irradiación. Los planes de tratamiento para diferentes secciones transversales pueden contener la misma información o diferente información, tal como la proporcionada anteriormente.

25 En algunas implementaciones, el sistema de barrido puede incluir un colimador 120 (Fig. 3) para colimar el haz de partículas, que puede incluir una abertura que puede colocarse con respecto al objetivo de irradiación para limitar la extensión del haz de partículas y, por lo tanto, modificar la forma del punto aplicado al objetivo de irradiación. Por ejemplo, el colimador puede situarse haz abajo del degradador de energía en la trayectoria de haz y antes de que el haz de partículas incida en el objetivo de irradiación. El colimador puede contener un área (por ejemplo, un orificio o un material transmisor) a través del cual pasa el haz de partículas y otro material (por ejemplo, latón) alrededor del
30 orificio que inhibe o impide el paso del haz de partículas.

35 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 con respecto al objetivo de irradiación de manera que al menos parte de la estructura está entre al menos parte del haz de partículas y el objetivo de irradiación. Por ejemplo, la estructura puede moverse en las direcciones X e Y de un plano que interseca el haz de partículas y que es paralelo a, o sustancialmente paralelo a, una sección transversal del objetivo de irradiación que se está tratando. El uso de un colimador de esta manera puede ser beneficioso ya que puede usarse para personalizar la forma de sección transversal del haz de partículas que llega al paciente, limitándose de ese modo la cantidad del haz de partículas
40 que se extiende más allá del objetivo de radiación. Ejemplos de colimadores y de degradadores de energía que pueden usarse se describen en la solicitud de patente estadounidense n.º 14/137.854, presentada el 20 de diciembre de 2013.

45 Como se ha indicado anteriormente, el barrido se realiza en bucle abierto, por ejemplo mediante un sistema de control en bucle abierto que puede implementarse usando uno o más dispositivos de procesamiento, tal como el dispositivo informático que controla el sistema terapéutico mediante partículas. Un barrido en bucle abierto incluye mover el haz de partículas a través de un objetivo de irradiación para cubrir sustancialmente el objetivo con radiación. El movimiento no está sincronizado con el funcionamiento del acelerador, por ejemplo con la frecuencia de RF, sino que, en cambio, se realiza de manera independiente al funcionamiento del acelerador cuando el
50 acelerador está en funcionamiento. El movimiento del haz de partículas es ininterrumpido y no depende del ciclo de RF del acelerador de partículas. El movimiento ininterrumpido puede producirse a través de toda o parte de una capa de un objetivo de irradiación. Sin embargo, tal y como se describe en el presente documento, la dosimetría se sincroniza con el suministro de pulsos del haz de partículas al objetivo de irradiación. La dosimetría también se sincroniza con el funcionamiento del acelerador (es decir, con la frecuencia de RF usada para extraer pulsos del haz
55 de partículas desde la columna de plasma de fuente de iones).

60 El nivel de radiación de una dosis individual de haz de partículas (por ejemplo, un pulso individual del acelerador) puede fijarse de antemano. Por ejemplo, cada dosis individual puede especificarse en grays. Una dosis individual puede ser, o corresponder a, un porcentaje de la dosis acumulada objetivo que va a aplicarse a una ubicación (por ejemplo, una coordenada XYZ) en un objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, la dosis individual puede ser el 100% de la dosis acumulada objetivo y, como resultado, solamente puede ser necesario un único barrido para suministrar una única dosis de radiación (por ejemplo, uno o más pulsos de partículas) por ubicación al objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, la dosis individual puede ser inferior al 100% de la dosis acumulada objetivo, dando como resultado la necesidad de múltiples barridos de la misma ubicación para
65 suministrar múltiples dosis de radiación al objetivo de irradiación. La dosis individual puede ser cualquier porcentaje apropiado de la dosis acumulada objetivo, tal como: el 1%, 2%, 3%, 4%, 5%, 6%, 7%, 8%, 9%, 10%, 11%, 12%,

13%, 14%, 15%, 16%, 17%, 18%, 19%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50%, 55%, 60%, 65%, 70%, 75%, 80%, 85%, 90%, 95%, o cualquier porcentaje entre estos valores.

5 La corriente magnética de barrido puede controlarse, según el plan de tratamiento, para realizar un barrido de una capa de cierta profundidad del objetivo de irradiación. La capa se selecciona colocando de manera apropiada uno o más degradadores de energía del compensador de radio de acción en la trayectoria del haz de partículas y/o fijando un nivel de energía de un acelerador de partículas de energía variable. A medida que se realiza un barrido de la capa, el sensor de corriente muestrea la corriente aplicada al imán de barrido. La cantidad de corriente magnética puede registrarse, por ejemplo almacenarse en memoria. Si se usa más de un imán o bobina magnética, la cantidad de corriente magnética puede almacenarse junto con la identidad del imán o bobina. Además, la corriente puede correlacionarse con coordenadas del objetivo de irradiación (por ejemplo, coordenadas XYZ cartesianas) y estas coordenadas pueden almacenarse además de, o en cambio de, la corriente magnética correspondiente. Como se ha explicado anteriormente, el sensor de corriente puede muestrear la corriente magnética y correlacionar el tiempo de muestreo con el momento en que se suministra una dosis de irradiación (por ejemplo, pulso).

15 A este respecto, la cámara iónica 109 puede detectar la intensidad de dosis suministradas al objetivo de irradiación a medida que se suministra esa dosis. La intensidad de cada dosis se registra (por ejemplo, se almacena en memoria) junto con la ubicación de cada dosis suministrada. Como se ha indicado, la ubicación de cada dosis suministrada puede almacenarse mediante coordenadas, la corriente magnética o usando alguna otra métrica apropiada. Como se ha indicado anteriormente, la dosimetría (la verificación de dosis) puede sincronizarse con el suministro de la dosis y, por tanto, con la salida del acelerador (que corresponde a la frecuencia RF, como se ha descrito anteriormente). Por consiguiente, en algunas implementaciones, cada vez que se suministra una dosis, la intensidad de esa dosis se determina casi inmediatamente y la ubicación en la que se aplica la dosis se determina casi inmediatamente. Esta información puede almacenarse en una o más tablas (por ejemplo, una tabla por capa o múltiples tablas por capa) o en otra construcción de almacenamiento informático apropiada.

20 En algunas implementaciones, las tablas pueden actualizarse a medida que se suministran dosis adicionales. Por ejemplo, una tabla puede realizar un seguimiento en ejecución de la cantidad de dosis suministrada en cada ubicación. Por tanto, si la dosis de haz es de "X" grays, en una primera pasada de barrido, la tabla puede registrar X grays para una ubicación. En una segunda pasada de barrido, la tabla puede registrar 2X grays, y así sucesivamente, hasta que se alcance la dosis acumulada objetivo.

30 A este respecto, para cada ubicación, un dispositivo de procesamiento asociado al acelerador (por ejemplo, el sistema informático que controla el sistema terapéutico mediante partículas) puede comparar la dosis acumulada de una tabla, tal como la descrita anteriormente, con la dosis acumulada objetivo. Si la dosis acumulada coincide con la dosis acumulada objetivo, se considera que el tratamiento para esa ubicación (o capa) ha finalizado. Si la dosis acumulada no coincide con la dosis acumulada objetivo, se realiza un tratamiento adicional. Por ejemplo, la capa o ubicación se somete de nuevo a un barrido en las mismas ubicaciones, las cuales se obtienen de la tabla. La correlación lineal entre la corriente magnética y el movimiento de haz producido por el uso de un imán de núcleo de aire puede facilitar un barrido repetido, y relativamente preciso, en las mismas ubicaciones durante múltiples pasadas del haz durante el barrido.

45 El barrido puede repetirse, en las mismas ubicaciones, un número apropiado de veces hasta que se obtenga la dosis acumulada objetivo en cada ubicación. A este respecto, puede volver a realizarse un barrido de toda la capa o solamente de partes seleccionadas de la capa, dependiendo de la dosis acumulada objetivo para las diferentes ubicaciones en la capa. En algunas implementaciones, la intensidad del haz de partículas no varía entre barridos. En otras implementaciones, la intensidad del haz de partículas puede variar entre barridos, particularmente si se necesita una pequeña dosis para completar una dosis acumulada para obtener la dosis acumulada objetivo. La intensidad de la dosis puede aumentarse o reducirse, por ejemplo, modificando el funcionamiento de la fuente de iones (por ejemplo, aumentando la ionización de plasma), modificando el barrido de la frecuencia de RF o mediante cualquier otro procedimiento apropiado. Ejemplos de modos de modificar la intensidad de la dosis se describen en la solicitud de patente estadounidense n.º 14/039.307.

55 Como se ha observado, el barrido puede repetirse para una capa completa o solamente para una parte de una capa. En algunas implementaciones, una capa completa, o parte de la misma, puede tratarse totalmente antes de tratarse otra capa. Es decir, el barrido puede repetirse hasta que se alcance la dosis acumulada total para cada ubicación en una capa antes de que se trate otra capa. En algunas implementaciones, cada capa puede tratarse parcialmente (por ejemplo, someterse a un barrido una vez) en secuencia y, posteriormente, volver a someterse a un barrido en secuencia. En algunas implementaciones, varias capas designadas pueden tratarse completamente antes de que se traten otras capas. En algunas implementaciones, todo el objetivo puede someterse a un barrido una vez, seguido de barridos sucesivos de todo el objetivo hasta que se suministre la dosis acumulada total apropiada a cada ubicación.

65 Durante el movimiento entre capas, el haz puede desconectarse. Por ejemplo, durante el movimiento entre capas, la fuente de iones puede desconectarse, interrumpiéndose así la emisión del haz. Durante el movimiento entre capas, el barrido de RF en el acelerador de partículas puede desconectarse, interrumpiéndose así la extracción (y por tanto,

la emisión) del haz. Durante el movimiento entre capas, tanto la fuente de iones como el sistema de circuitos que crea el barrido de RF pueden desactivarse en algunas implementaciones. En algunas implementaciones, en lugar de desconectar la fuente de iones y/o el barrido de RF durante el movimiento entre capas, el haz puede desviarse hacia un material de absorción de haz usando un imán de arranque (no mostrado) o el imán de barrido.

5 Diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación puede someterse a un barrido según diferentes planes de tratamiento. Tal y como se ha descrito anteriormente, un degradador de energía se usa para controlar la profundidad de barrido. En algunas implementaciones, la haz de partículas puede interrumpirse o redirigirse durante la configuración del degradador de energía. En otras implementaciones, esto no tiene por qué ser el caso.

10 En el presente documento se describen ejemplos de secciones transversales de tratamiento 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 igualmente 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 esféricos, cúbicos o de otra forma, y esos volúmenes pueden tratarse usando los procesos, sistemas y/o dispositivos de ejemplo descritos en el presente documento.

20 La Fig. 9 es un diagrama de flujo que muestra una implementación de ejemplo del proceso de barrido descrito en el presente documento. Aunque el proceso 200 de la Fig. 9 se describe en el contexto del hardware descrito en el presente documento, el proceso 200 puede realizarse usando cualquier hardware apropiado. Las operaciones mostradas en el proceso 200 pueden realizarse en el mismo orden que el ilustrado o en un orden diferente, según sea apropiado.

25 Según el proceso 200, se almacena un plan de tratamiento (201). El plan de tratamiento puede ser un plan de tratamiento como el descrito anteriormente. Por ejemplo, el plan de tratamiento puede especificar el tipo de barrido (por ejemplo, un barrido por líneas ininterrumpido) y la dosis de radiación acumulada total que va a suministrarse a cada ubicación en cada capa de un objetivo de irradiación. El plan de tratamiento puede omitir, por ejemplo, la dosis que va a suministrarse para cada barrido en ubicaciones individuales y sus intensidades, así como el número de dosis que van a suministrarse a cada ubicación y la identidad de las ubicaciones.

30 Un degradador de energía puede fijarse para seleccionar (202) una capa, y la corriente puede aplicarse al imán y controlarse para mover (203) el haz de partículas según un patrón expuesto, por ejemplo, en el plan de tratamiento, para realizar un barrido en la capa. El control actual puede producir un movimiento ininterrumpido del haz a través de al menos parte del objetivo de irradiación para suministrar dosis de partículas cargadas. Un ejemplo de un patrón de movimiento de haz 230 a través de una capa 233 de un objetivo de irradiación se muestra en la Fig. 10. A medida que el haz se mueve, cada pulso del haz suministra una dosis de radiación al objetivo. La dosis tiene una intensidad que puede fijarse de antemano en el acelerador o durante el barrido, y se suministra a posiciones específicas. Las posiciones exactas en las que la dosis va a suministrarse no tienen que fijarse de antemano, sino que se puede llegar a las mismas mediante una combinación de movimiento de haz y de salida de pulsos.

35 En posiciones en las que se suministra la dosis, la información de almacena (204) (o se registra de otro modo), la cual identifica una ubicación y una cantidad de dosis suministrada en la ubicación. Esta información se almacena normalmente después de suministrarse la dosis. Tal y como se ha explicado anteriormente, la información puede determinarse de manera tan aproximada como sea posible con respecto al suministro de la dosis, usando la cámara iónica para determinar la intensidad del haz de partículas (por ejemplo, la cantidad de la dosis) y el sensor de corriente en el imán de barrido para determinar la ubicación en la que se suministra la dosis. Tal y como se ha descrito anteriormente, en algunas implementaciones, en sincronía con el suministro, la información que identifica las dosis del haz de partículas suministrado al objetivo de irradiación se almacena junto con al menos uno de: 45 coordenadas en las que se suministraron las dosis o corrientes magnéticas a las que se suministraron las dosis. Como también se ha descrito anteriormente, esta información puede almacenarse en tablas, que pueden usarse para almacenar la dosis de radiación acumulada aplicada en posiciones en varias capas de un objetivo de irradiación.

50 Toda la capa puede someterse a un barrido y la información de la misma registrarse, como se ha descrito anteriormente, o solo parte de la capa puede someterse a un barrido e información de la misma registrarse. En un punto durante el barrido, la dosis acumulada suministrada en cada posición se compara con una dosis acumulada objetivo para esa posición. Por ejemplo, esto puede realizarse después de que parte de una capa que contiene esa posición se someta a un barrido, después de toda la capa se someta a un barrido, después que un conjunto de capas se someta a un barrido, o después de que todas las capas de un objetivo de irradiación se sometan a un barrido. Se determina (205) si la dosis acumulada actual coincide con la dosis acumulada objetivo en posiciones específicas. Si la dosis acumulada actual no coincide con la dosis acumulada objetivo en posiciones específicas, el barrido se completa (207) para esas posiciones. Si la dosis acumulada actual no coincide con la dosis acumulada objetivo en posiciones específicas, el sistema de barrido se hace funcionar para compensar deficiencias en la dosis registrada (por ejemplo, dosis acumulada actual) con respecto a la dosis acumulada objetivo correspondiente para esas posiciones. Por ejemplo, si la dosis acumulada actual no coincide con la dosis acumulada objetivo en 65

posiciones específicas, la corriente en el imán de barrido puede controlarse con el fin de mover (206) el haz para suministrar una dosis adicional a las posiciones específicas.

5 Como se ha explicado anteriormente, en algunas implementaciones, el 100% de la dosis puede aplicarse durante un
único barrido (por ejemplo, un único suministro de partículas) de una capa. En ese caso, puede no necesitarse más
de un barrido por capa. En otras implementaciones, menos del 100% de la dosis puede aplicarse durante un único
barrido. En ese caso, se necesitará más de un barrido por capa. Para ello, según el proceso de barrido, en lo que
10 respecta a posiciones en las que se aplica la dosis, si la dosis acumulada actual en cada posición no coincide con la
dosis acumulada objetivo en una posición correspondiente, la corriente magnética se controla con el fin de mover el
haz para suministrar una dosis adicional a posiciones que requieren más dosis. Dicho de otro modo, la capa puede
volver a someterse a un barrido un número apropiado de veces hasta que se alcance la dosis acumulada objetivo
para todas las posiciones de la capa. En algunas implementaciones, en un barrido o en múltiples barridos, la dosis
suministrada real puede superar el 100% de la dosis acumulada objetivo. Profesionales médicos apropiados pueden
determinar qué dosis suministrar.

15 Como se ha indicado anteriormente, la capa puede volver a someterse a un barrido en cualquier punto apropiado,
por ejemplo después de que parte de la capa se complete con un barrido actual, después de que toda la capa se
complete con el barrido actual, después de que un conjunto de capas se complete con un barrido, o después de que
todas las capas se completen con un barrido. Durante el nuevo barrido, el proceso anterior se repite hasta que se
20 alcance la dosis acumulada objetivo para todas, o algún subconjunto de, las posiciones en el objetivo de irradiación.
En algunas implementaciones puede ser necesario ajustar la intensidad del haz de partículas, por ejemplo, para el
último barrido. Por ejemplo, si la intensidad se fija al 25% de la dosis acumulada objetivo, pero solamente se
suministra el 20% en cada barrido, entonces una quinta (y, posiblemente, una sexta) dosis requerirá una intensidad
inferior al 25% para alcanzar la dosis acumulada objetivo.

25 Los procesos descritos en el presente documento pueden usarse con un único acelerador de partículas, y dos o más
cualesquiera de sus características 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 terapéutico mediante partículas que puede usarse. Cabe
30 señalar que los conceptos descritos en el presente documento pueden usarse en otros sistemas no descritos
específicamente.

Haciendo referencia a la Fig. 11, una implementación de ejemplo de un sistema terapéutico por radiación de
partículas cargadas 400 incluye un acelerador de partículas de formación de haz 402 (por ejemplo, el acelerador de
partículas de las Fig. 1, 2) que tiene un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños como para permitir que se
35 monte en un pórtico giratorio 404 con su salida dirigida inmediatamente (es decir, esencialmente de manera directa)
desde el alojamiento del acelerador hacia un paciente 406. El acelerador de partículas 402 también incluye un
sistema de barrido de un tipo descrito en el presente documento (por ejemplo, en las Fig. 3 a 10).

40 En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos soportes 408, 410 montados para rotar sobre dos
cojinetes respectivos 412, 414 que están dispuestos en lados opuestos del paciente. El acelerador es soportado
mediante una viga de acero 416 que es lo bastante larga como para abarcar un área de tratamiento 418 en la que
está el paciente (por ejemplo, tiene una longitud que es dos veces la altura de una persona, para permitir que la
persona rote completamente dentro del espacio con cualquier área objetivo deseada del paciente alineada con el
45 haz) y está acoplado de manera estable en ambos extremos a los soportes giratorios del pórtico.

En algunos ejemplos, la rotación del pórtico está limitada a una amplitud 420 inferior a 360 grados, por ejemplo de
180 grados aproximadamente, para permitir que una zona de suelo 422 se extienda desde una pared de la sala 424
que aloja al sistema terapéutico hasta el interior del área de tratamiento del paciente. La amplitud de rotación
limitada del pórtico también reduce el grosor requerido de alguna de las paredes (que no están alineadas
50 directamente con el haz, por ejemplo, la pared 430) que proporciona un escudo contra la radiación para las personas
que están fuera del área de tratamiento. Una amplitud de 180 grados de rotación del pórtico es suficiente para cubrir
todos los ángulos de aproximación del tratamiento, pero proporcionar una mayor extensión de desplazamiento
puede ser útil. Por ejemplo, la amplitud de rotación puede estar comprendida entre 180 y 330 grados y seguir
proporcionando un espacio libre para la zona de suelo destinada a la terapia. En otras implementaciones, la rotación
55 no está limitada a lo descrito anteriormente.

El eje de rotación horizontal 432 del pórtico está situado de manera nominal un metro por encima del suelo en que el
paciente y el terapeuta interactúan con el sistema terapéutico. Este suelo está situado 3 metros aproximadamente
60 por encima del suelo inferior de la sala blindada del sistema terapéutico. El acelerador puede girar debajo de este
suelo elevado para suministrar haces de tratamiento desde debajo del eje de rotación. La camilla del paciente se
mueve y rota en un plano sustancialmente horizontal paralelo al eje de rotación del pórtico. La camilla puede rotar en
una extensión 434 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación
de amplitudes de rotación y de grados de libertad del pórtico y del paciente permite al terapeuta seleccionar
prácticamente cualquier ángulo de aproximación para el haz. Si fuera necesario, el paciente puede recostarse en la
65 camilla en la orientación opuesta y después pueden usarse todos los ángulos posibles.

- En algunas implementaciones, el acelerador usa una configuración de sincrociclotrón que presenta una estructura electromagnética superconductora de alto campo magnético. Puesto que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un incremento del campo magnético aplicado a la misma, la estructura magnética superconductora de alto campo magnético permite que el acelerador se
- 5 más pequeño y más ligero. El sincrociclotrón usa un campo magnético que es uniforme en ángulo de rotación y que tiene una menor intensidad según aumenta el radio. Esta forma de campo puede conseguirse independientemente de la magnitud del campo magnético, por lo que, en teoría, no hay un límite superior con respecto a la intensidad del campo magnético (y, por lo tanto, con respecto a la energía de partícula resultante en un radio fijo) que puede usarse en un sincrociclotrón.
- 10 El sincrociclotrón es soportado en el pórtico de manera que el haz se genera directamente en línea con el paciente. El pórtico permite la rotación del sincrociclotrón en torno a un eje de rotación horizontal que contiene un punto (isocentro 440) dentro, o cerca, del paciente. La viga dividida que es paralela al eje de rotación soporta el sincrociclotrón en ambos lados.
- 15 Puesto que la amplitud de rotación del pórtico está limitada en algunas implementaciones de ejemplo, un área de soporte de paciente puede disponerse en un área extensa alrededor del isocentro. Puesto que el suelo puede extenderse ampliamente alrededor del isocentro, una camilla para pacientes puede colocarse para moverse con respecto a y girar alrededor de un eje vertical 442 a través del isocentro de manera que, mediante una combinación
- 20 de la rotación del pórtico y el movimiento y la rotación de la camilla, puede conseguirse cualquier ángulo de dirección de haz hacia cualquier parte del paciente. En algunas implementaciones, los dos brazos del pórtico están separados en más del doble de la altura de un paciente, permitiendo que la camilla con el paciente rote y se traslade en un plano horizontal por encima del suelo elevado.
- 25 Limitar el ángulo de rotación del pórtico permite reducir el grosor de al menos una de las paredes que rodean la sala de tratamiento. Paredes gruesas, construidas normalmente con hormigón, protegen a las personas que están fuera de la sala de tratamiento contra las radiaciones. Una pared aguas abajo de un haz de protones de interrupción puede ser aproximadamente el doble de gruesa que una pared en el extremo opuesto de la sala con el fin de proporcionar un nivel de protección equivalente. Limitar la amplitud de rotación del pórtico permite situar la sala de
- 30 tratamiento por debajo del nivel del suelo en tres lados, permitiendo a la vez que un área ocupada adyacente a la pared más delgada reduzca el coste de construir la sala de tratamiento.
- En la implementación de ejemplo mostrada en la Fig. 11, el sincrociclotrón superconductor 402 funciona con un pico de campo magnético en un espacio interpolar del sincrociclotrón de 8,8 teslas. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tiene una energía de 250 MeV. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón es una máquina de
- 35 energía variable, y es capaz de proporcionar haces de protones de diferente energía. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede producir un haz que tiene una energía fija. En algunas implementaciones, la intensidad del campo puede estar en el intervalo comprendido entre 4T y 20T, y la energía de los protones puede estar en el intervalo comprendido entre 150 y 300 MeV.
- 40 El sistema terapéutico de radiación descrito en este ejemplo se usa para una terapia mediante radiación de protones, pero los mismos principios y detalles pueden aplicarse en sistemas análogos para su uso en sistemas de tratamiento mediante iones pesados.
- Como se muestra en las Fig. 1, 2, 12, 13 y 14, un sincrociclotrón 10 de ejemplo (por ejemplo, 402 en la Fig. 11)
- 45 incluye un sistema magnético 122 que contiene una fuente de partículas 190, un sistema de accionamiento mediante radiofrecuencia 191 y un sistema de extracción de haz. En este ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema magnético tiene una forma apropiada para mantener el foco de un haz de protones contenido usando una combinación de un par dividido de bobinas superconductoras anulares 140, 142 y un par de caras polares ferromagnéticas (por ejemplo, acero bajo en carbono) conformadas 144, 146.
- 50 Las dos bobinas magnéticas superconductoras están centradas en un eje común y están separadas a lo largo del eje. Las bobinas pueden estar formadas por filamentos superconductores basados en Nb₃Sn y con un diámetro de 0,8 mm (que inicialmente comprenden un núcleo de niobio-estaño rodeado por un revestimiento de cobre) dispuestos en una geometría de conductor trenzada de cable en canal. Después de que siete filamentos individuales se cableen entre sí, se calientan para provocar una reacción que forma el material superconductor final (frágil) del
- 55 hilo. Después de que el material haya reaccionado, los hilos se sueldan en el canal de cobre (dimensiones externas de 3,18 x 2,54 mm y dimensiones internas de 2,08 x 2,08 mm) y se cubren con un aislante (en este ejemplo, un material tejido de fibra de vidrio). El canal de cobre que contiene los hilos se enrolla después en una bobina que presenta una sección transversal rectangular. La bobina enrollada se impregna después en vacío con un compuesto epoxi. Las bobinas terminadas se montan en un carrete inverso anular de acero inoxidable. Mantas calefactoras pueden estar dispuestas a intervalos en las capas de los arrollamientos para proteger el ensamblado en caso de
- 60 apagado magnético.
- Toda la bobina puede cubrirse después con láminas de cobre para proporcionar una conductividad térmica y
- 65 estabilidad mecánica y después cubrirse por una capa adicional de epoxi. La precompresión de la bobina puede proporcionarse calentando el carrete inverso de acero inoxidable y montando las bobinas en el carrete inverso. El

diámetro interno del carrete inverso se elige de manera que cuando toda la masa se enfría a $-269,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ (4°K), el carrete inverso permanece en contacto con la bobina y proporciona cierta compresión. Esto puede conseguirse calentando el carrete inverso de acero inoxidable a $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ aproximadamente y montando las bobinas a una temperatura de $-173,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ (100 grados Kelvin).

5 La geometría de la bobina se mantiene montando las bobinas en un carrete rectangular "inverso" para ejercer una fuerza reparadora que se aplica contra la fuerza de distorsión producida cuando se da energía a las bobinas. Como se muestra en la Fig. 13, en algunas implementaciones, la posición de las bobinas se mantiene con respecto a piezas polares magnéticas correspondientes y al criostato usando un conjunto de filamentos de soporte entre
10 templados y fríos 402, 404, 406 Soportar la masa fría con filamentos delgados reduce la fuga de calor impartida a la masa fría mediante el sistema de soporte rígido. Los filamentos están dispuestos para resistir la fuerza gravitacional variable en la bobina a medida que el imán rota en el pórtico. Resisten los efectos combinados de la gravedad y la gran fuerza de descentrado ejercida por la bobina cuando se perturba desde una posición perfectamente simétrica con respecto a la culata magnética. Además, los enlaces actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas en la bobina a medida que el pórtico acelera y se ralentiza cuando se modifica su posición. Cada soporte entre templado y
15 frío puede incluir un enlace de fibra de vidrio S2 y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono está soportado por medio de pasadores entre la culata templada y una temperatura intermedia (entre $-223,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $-203,15\text{ }^{\circ}\text{C}$) ($50 - 70\text{ K}$), y el enlace de fibra de vidrio S2 408 está soportado a través del pasador de temperatura intermedia y un pasador acoplado a la masa fría. Cada pasador puede estar hecho de acero inoxidable de alta
20 resistencia.

Haciendo referencia a la Fig. 1, el perfil de intensidad de campo en función del radio se determina en gran medida mediante la elección de la geometría de bobina y la forma de las caras polares. Las caras polares 144, 146 del material de culata permeable pueden estar contorneadas para ajustarse con precisión a la forma del campo magnético y garantizar que el haz de partículas permanece enfocado durante la aceleración.
25

Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas próximas al cero absoluto (por ejemplo, en torno a $-269,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ (4 grados Kelvin)) encerrando el ensamblado de bobina (las bobinas y el carrete) dentro de una cámara criostática anular y al vacío de acero inoxidable o aluminio 170 (el criostato) que proporciona un espacio libre
30 alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos de soporte 171, 173. En una versión alternativa (por ejemplo, la Fig. 2) la pared externa del criostato puede estar hecha de acero bajo en carbono para proporcionar un trayectoria de flujo de retorno adicional para el campo magnético.

En algunas implementaciones, la temperatura próxima al cero absoluto se consigue y mantiene usando un refrigerador criogénico de Gifford-McMahon de fase única y tres refrigeradores criogénicos de Gifford-McMahon de dos fases. Cada refrigerador criogénico de dos fases presenta un extremo frío de segunda fase acoplado a un condensador que vuelve a condensar vapor de helio en helio líquido. En algunas implementaciones, la temperatura
35 próxima al cero absoluto se consigue y se mantiene usando un canal de refrigeración (no mostrado) que contiene helio líquido, que se forma dentro de una estructura de soporte de bobina superconductora (por ejemplo, el carrete inverso), y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la bobina superconductora correspondiente. Un ejemplo de un 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.).
40

En algunas implementaciones, el ensamblado de bobina y las cámaras criostática están montados dentro de y están totalmente encerrados mediante dos mitades 181, 183 de una culata magnética en forma de casquete 100. La culata 100 proporciona una trayectoria para el flujo de campo magnético de retorno 184 y protege de manera magnética el volumen 186 entre las caras polares 144, 146 para impedir que influencias magnéticas externas perturben la forma del campo dentro de ese volumen. La culata también sirve para reducir el campo magnético disperso en las inmediaciones del acelerador. En otras implementaciones, el ensamblado de bobina y las cámaras criostáticas están
45 montados dentro de y totalmente encerrados por un cerramiento no magnético, y la trayectoria para el flujo de campo magnético de retorno se implementa usando un sistema de retorno activo, donde un ejemplo del mismo se ha descrito anteriormente.
50

Como se muestra en las Fig. 1 y 15, el sincrociclotrón incluye una fuente de partículas 190 de una geometría de calibrador de iones de tipo Penning situada cerca del centro geométrico 192 de la estructura magnética. La fuente de partículas puede ser como la descrita posteriormente, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662.
55

La fuente de partículas 190 se alimenta desde un suministro 399 de hidrógeno a través de una línea de gas 393 y un tubo 394 que suministra hidrógeno gaseoso. Cables eléctricos 294 transportan 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 magnético.
60

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño orificio desde el tubo 394 para crear un suministro de iones positivos (protones) para su aceleración mediante una placa de radiofrecuencia semicircular (en forma de electrodo hueco en forma de D) que ocupa la mitad del espacio delimitado
65

por la estructura magnética y una placa de electrodo hueco en forma de D ficticio. En 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), todo (o una parte sustancial, por ejemplo la mayoría de) el tubo que contiene plasma se extrae en la región de aceleración.

5 Como se muestra en la Fig. 16, la placa de electrodo hueco en forma de D 500 es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies semicirculares 503, 505 que delimitan un espacio 507 en el que los protones se aceleran durante la mitad de su rotación alrededor del espacio delimitado por la estructura magnética. Un conducto 509 que se abre dentro del espacio 507 se extiende a través del cerramiento (por ejemplo, la culata o pieza(s) polar(es)) hasta una ubicación externa desde la cual una bomba de vacío puede acoplarse para vaciar el espacio 507 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío en la que tiene lugar la aceleración. El electrodo hueco en forma de D ficticio 502 comprende un anillo metálico rectangular que está espaciado cerca del borde expuesto de la placa de electrodo hueco en forma de D. El electrodo hueco en forma de D ficticio se conecta a tierra a través de la cámara de vacío y la culata magnética. La placa de electrodo hueco en forma de D 500 es accionada mediante una señal de radiofrecuencia que se aplica en un extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 507. El campo eléctrico de radiofrecuencia se modifica en el tiempo a medida que el haz de partículas aceleradas aumenta su 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".

20 En cuanto al haz que emerge desde la fuente de partículas situada de manera central para despejar la estructura de fuente de partículas cuando empieza 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 puede aplicarse entre 8.000 y 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para generar esta gran tensión, la estructura magnética está dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y tierra. Esto puede realizarse formando orificios con una suficiente separación desde las estructuras de radiofrecuencia a través de la culata externa y el alojamiento de criostato y dejando un espacio suficiente entre las caras polares magnéticas.

30 El potencial alterno de alta tensión que activa la placa de electrodo hueco en forma de D tiene una frecuencia que se utiliza para realizar un barrido hacia abajo durante el ciclo de aceleración para tener en cuenta la creciente masa relativista de los protones y el campo magnético decreciente. El electrodo hueco en forma de D ficticio no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que está en un potencial de tierra junto con las paredes de cámara de vacío. Puede usarse otras disposiciones de placa, tales como más de un par de electrodos de aceleración activados con diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura de RF puede ajustarse para mantener la Q alta durante el barrido de frecuencia requerido usando, por ejemplo, un condensador giratorio que presenta paletas giratorias y estacionarias engranadas entre sí. En cada engranaje de las paletas, la capacitancia aumenta, lo que reduce la frecuencia resonante de la estructura de RF. Las paletas pueden conformarse para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Un motor de accionamiento para el condensador giratorio puede estar bloqueado en fase con respecto al generador de RF para un control preciso. Un grupo de partículas puede acelerarse durante cada engranaje de las paletas del condensador giratorio.

45 La cámara de vacío en la que se produce la aceleración es un contenedor generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el borde. La cámara de vacío encierra las placas de RF y la fuente de partículas, y se vacía mediante una bomba de vacío. Mantener un alto vacío reduce la posibilidad de que se pierdan iones aceleradores debido a colisiones con moléculas de gas y permite mantener la tensión de RF en un nivel superior sin generar arcos a tierra.

50 Protones (u otros iones) atraviesan una trayectoria en órbita generalmente espiral que empieza 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 espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio del bucle alcanza el radio máximo de la cara polar. En esa ubicación, una perturbación en el campo magnético y eléctrico dirige los protones hacia un área en la que el campo magnético disminuye rápidamente y los electrodos se alejan del área del alto campo magnético y son dirigidos a través de un tubo de evacuación, denominado en el presente documento canal de extracción, para salir del sincrociclotrón. Un regenerador magnético puede usarse para cambiar la perturbación de campo magnético para dirigir los protones. Los protones que salen tenderán a dispersarse a medida que entran en el área de un campo magnético considerablemente menor que hay en la habitación en torno al sincrociclotrón. Elementos de conformación de haz 607, 609 en el canal de extracción 138 (Fig. 13) redirigen los protones de modo que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.

A medida que el haz sale del canal de extracción, pasa a través de un sistema de formación de haz 525 (Fig. 13), que puede incluir un sistema de barrido del tipo descrito en el presente documento. El sistema de formación de haz 525 puede usarse junto con un pórtico interno que controla la aplicación del haz.

65

Campos magnéticos dispersos que salen del sincrociclotrón pueden limitarse tanto por una culata magnética (que también sirve como un escudo) como por un escudo magnético separado 514 (por ejemplo, la Fig. 1). El escudo magnético separado incluye una capa 517 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra la culata en forma de casquete, separada por un espacio 516. Esta configuración que incluye una interposición de una culata, un espacio y un escudo consigue un blindaje adecuado más ligero para un campo magnético de dispersión dado. Como se ha descrito anteriormente, en algunas implementaciones, un sistema de retorno activo puede usarse en lugar de, o potenciar, el funcionamiento de la culata magnética y el escudo.

Haciendo referencia a la Fig. 11, el pórtico permite que el sincrociclotrón gire alrededor de un eje de rotación horizontal 432. La estructura de viga 416 tiene dos extensiones generalmente paralelas 480, 482. El sincrociclotrón está sujeto entre las extensiones, aproximadamente a medio camino entre los soportes. El pórtico está equilibrado para rotar alrededor de los cojinetes usando contrapesos 622, 624 montados en los extremos de los soportes opuestos a la viga.

El pórtico se activa para girar mediante un motor eléctrico montado en uno o ambos de los soportes del pórtico y conectado a los alojamientos de cojinete mediante engranajes impulsores. La posición de rotación del pórtico se obtiene a partir de señales proporcionadas por codificadores de ángulo entre ejes incorporados en los motores de accionamiento del pórtico y los engranajes impulsores.

En la ubicación en la que el haz de iones sale del sincrociclotrón, el sistema de formación de haz 525 actúa en el haz de iones para darle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz puede expandirse y su profundidad de penetración puede variar para proporcionar una radiación uniforme a través de un volumen objetivo dado. El sistema de formación de haz puede incluir elementos de barrido activos descritos en el presente documento.

Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (las bobinas superconductoras accionadas por corriente, las placas accionadas por RF, la bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de refrigeración de bobinas superconductoras, la fuente de partículas accionadas por corriente, la fuente de gas hidrógeno y los refrigeradores de placa de RF, por ejemplo) pueden controlarse mediante dispositivos electrónicos apropiados de control de sincrociclotrón (no mostrados), que pueden incluir, por ejemplo, uno o más dispositivos de procesamiento que ejecutan instrucciones de una memoria no transitoria para llevar a cabo el control.

Como se ha explicado anteriormente, haciendo referencia al sistema 602 de la Fig. 17, un acelerador de partículas de formación de haz, en este caso el sincrociclotrón 604 (que puede incluir cualquiera y todas las características descritas en el presente documento), puede montarse en el pórtico giratorio 605. El pórtico giratorio 605 es del tipo descrito en el presente documento, y puede girar de manera angular alrededor del soporte de paciente 606. Esta característica permite que el sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas esencialmente de manera directa al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, como en la Fig. 17, si el sincrociclotrón 604 está encima del soporte del paciente 606, el haz de partículas puede estar dirigido hacia abajo, hacia el paciente. Como alternativa, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte de paciente 606, el haz de partículas puede dirigirse hacia arriba, hacia el paciente. El haz de partículas se aplica esencialmente de manera directa al paciente en el sentido de que no se necesita un mecanismo de encaminamiento de haz intermediario. Un mecanismo de encaminamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de conformación o dimensionamiento en que un mecanismo de conformación o dimensionamiento no reencamina el haz, sino que dimensiona y/o conforma el haz al tiempo que mantiene la misma trayectoria general del haz.

Detalles adicionales relacionados con una implementación de ejemplo del sistema anterior puede encontrarse en la patente estadounidense n.º 7.728.311, presentada el 16 de noviembre de 2006 y titulada "Charged Particle Radiation Therapy", y en la solicitud de patente estadounidense n.º 12/275.103, presentada el 20 de noviembre de 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 de 2013.

Acelerador de partículas de energía variable

El acelerador de partículas usado en los sistemas terapéuticos mediante partículas de ejemplo y en los sistemas de barrido de ejemplo descritos 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 (el haz de partículas proporcionado por el acelerador) puede afectar al uso del haz de partículas durante el tratamiento. En algunas máquinas, la energía del haz de partículas (o de las partículas del haz de partículas) no aumenta tras su extracción. Sin embargo, la energía puede reducirse en función de las necesidades de tratamiento después de la extracción y antes del tratamiento. Haciendo referencia a la Fig. 18, un sistema de tratamiento 910 de ejemplo incluye un acelerador 912, por ejemplo, un sincrociclotrón, a partir del cual un haz de partículas (por ejemplo, protones) 914 que presenta una energía variable se extrae para irradiar un volumen objetivo 924 de un cuerpo 922. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, tales como una unidad

de barrido 916 o una unidad de difusión 916, una o más unidades de supervisión 918 y un degradador de energía 920, están situados a lo largo de la dirección de irradiación 928. Los dispositivos interceptan la sección transversal del haz extraído 914 y alteran una o más propiedades del haz extraído para el tratamiento.

5 Un volumen objetivo que va a irradiarse (un objetivo de irradiación) mediante un haz de partículas para un tratamiento tiene normalmente una configuración tridimensional. En algunos ejemplos, para llevar a cabo el tratamiento, el volumen objetivo se divide en capas a lo largo de la dirección de irradiación del haz de partículas de manera que la irradiación puede realizarse capa a capa. En lo referente a ciertos tipos de partículas, tales como los protones, la profundidad de penetración (o la capa a la que llega el haz) dentro del volumen objetivo se determina en gran medida mediante la energía del haz de partículas. Un haz de partículas de una energía dada no supera sustancialmente una profundidad de penetración correspondiente para esa energía. Para mover la irradiación de haz desde una capa a otra del volumen objetivo, la energía del haz de partículas se modifica.

15 En el ejemplo mostrado en la Fig. 18, el volumen objetivo 924 se divide en nueve capas 926a-926i a lo largo de la dirección de irradiación 928. En un proceso de ejemplo, la irradiación empieza desde la capa más profunda 926i, una capa cada vez, gradualmente hasta capas más superficiales y termina en la capa más superficial 926a. Antes de la aplicación en el cuerpo 922, la energía del haz de partículas 914 se controla para que esté en un nivel que permita al haz de partículas detenerse en una capa deseada, por ejemplo la capa 926d, sin penetrar sustancialmente en el cuerpo o el volumen objetivo, por ejemplo las capas 926e-926i o más profundas en el cuerpo.

20 En algunos ejemplos, la energía deseada del haz de partículas 914 disminuye a medida que la capa de tratamiento se vuelve más superficial con respecto al acelerador de partículas. En algunos ejemplos, la diferencia de energía de haz para tratar capas adyacentes del volumen objetivo 924 es de entre 3 MeV aproximadamente y 100 MeV aproximadamente, por ejemplo de entre 10 MeV aproximadamente y 80 MeV aproximadamente, aunque otras diferencias también pueden ser posibles, dependiendo de, por ejemplo, el grosor de las capas y las propiedades del haz.

La variación de energía para tratar diferentes capas del volumen objetivo 924 puede realizarse en el acelerador 912 (por ejemplo, el acelerador puede variar la energía) de modo que, en algunas implementaciones, no se requiere ninguna variación de energía adicional después de que el haz de partículas se extraiga del acelerador 912. Por tanto, el degradador de energía opcional 920 del sistema de tratamiento 10 puede eliminarse del sistema. En algunas implementaciones, el acelerador 912 puede proporcionar haces de partículas que tienen una energía que varía entre 100 MeV aproximadamente y 300 MeV aproximadamente, por ejemplo entre 115 MeV aproximadamente y 250 MeV aproximadamente. La variación puede ser continua o no continua, por ejemplo de una etapa a la vez. En algunas implementaciones, la variación, continua o no continua, puede tener lugar a una velocidad relativamente alta, por ejemplo, de hasta 50 MeV por segundo aproximadamente o de hasta 20 MeV por segundo aproximadamente. Una variación no continua puede tener lugar en una etapa cada vez con un tamaño de etapa de entre 10 MeV aproximadamente y 90 MeV aproximadamente.

40 Cuando la irradiación se completa en una capa, el acelerador 912 puede variar la energía del haz de partículas para irradiar una capa siguiente, por ejemplo, en varios segundos o en menos de un segundo. En algunas implementaciones, el tratamiento del volumen objetivo 924 puede continuar sin una interrupción importante o incluso sin ninguna interrupción. En algunas situaciones, el tamaño de etapa de la variación de energía no continua se selecciona para que corresponda a la diferencia de energía necesaria para irradiar dos capas adyacentes del volumen objetivo 924. 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 varían conjuntamente la energía del haz 914. Por ejemplo, el acelerador 912 proporciona un ajuste aproximado y el degradador 920 proporciona un ajuste preciso o viceversa. En este ejemplo, el acelerador 912 puede proporcionar el haz de partículas que varía de energía con una etapa de variación de entre 10-80 MeV aproximadamente, y el degradador 920 ajusta (por ejemplo, reduce) la energía del haz en una etapa de variación de entre 2-10 MeV aproximadamente.

El uso reducido (o ausencia) del degradador de energía, tal como un modulador de radio de acción, puede ayudar a mantener las propiedades y la calidad del haz de salida del acelerador, por ejemplo, la intensidad del haz. El control del haz de partículas puede realizarse en el acelerador. Efectos laterales, por ejemplo, a partir de neutrones generados cuando el haz de partículas pasa por el degradador 920 pueden reducirse o eliminarse.

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

65 A este respecto, en algunos casos, la energía de haz requerida para tratar el volumen objetivo 930 es mayor que la energía de haz requerida para tratar el volumen objetivo 924. En tales casos, el acelerador 912 puede aumentar la

energía de haz de salida después de tratar el volumen objetivo 924 y antes de tratar el volumen objetivo 930. En otros casos, la energía de haz requerida para tratar el volumen objetivo 930 es menor que la energía de haz requerida para tratar el volumen objetivo 924. Aunque el degradador 920 puede reducir la energía, el acelerador 912 puede ajustarse para proporcionar una energía de haz más baja para reducir o eliminar el uso del degradador 920.

5 La división de los volúmenes objetivo 924, 930 en capas puede ser diferente o idéntica. El volumen objetivo 930 puede tratarse de manera similar, capa a capa, al tratamiento del volumen objetivo 924.

El tratamiento de los diferentes volúmenes objetivo 924, 930 en el mismo paciente puede ser sustancialmente continuo donde, por ejemplo, el tiempo de parada entre los dos volúmenes no supera los 30 minutos aproximadamente, o menos, por ejemplo 25 minutos o menos, 20 minutos o menos, 15 minutos o menos, 10 minutos o menos, 5 minutos o menos, o 1 minuto o menos. Como se ha explicado en el presente documento, el acelerador 912 puede montarse en un pórtico móvil, y el movimiento del pórtico puede mover el acelerador para que apunte a diferentes volúmenes objetivo. En algunas situaciones, el acelerador 912 puede completar el ajuste de energía del haz de salida 914 durante el tiempo en que el sistema de tratamiento realiza ajustes (tal como mover el pórtico) después de completar el tratamiento del volumen objetivo 924 y antes de empezar el tratamiento del volumen objetivo 930. Después de la alineación del acelerador y del volumen objetivo 930, el tratamiento puede comenzar con la energía de haz ajustada y deseada. El ajuste de energía de haz para diferentes pacientes también puede completarse con relativa eficacia. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluidos aumentar/reducir la energía de haz y/o mover el pórtico se realizan en 30 minutos aproximadamente, por ejemplo en 25 minutos aproximadamente, en 20 minutos aproximadamente, en 15 minutos aproximadamente, en 10 minutos aproximadamente o en 5 minutos aproximadamente.

En la misma capa de un volumen objetivo, una dosis de irradiación puede aplicarse moviendo el haz a través de la superficie bidimensional de la capa (que algunas veces se denomina haz de barrido) usando una unidad de barrido 916. Como alternativa, la capa puede irradiarse haciendo pasar el haz extraído a través de uno o más difusores de la unidad de difusión 16 (que a veces se denomina haz de difusión).

Las propiedades de haz, tal como la energía y la intensidad, pueden seleccionarse antes de un tratamiento o pueden ajustarse durante el tratamiento controlando el acelerador 912 y/u otros dispositivos, tales como la unidad de difusión/difusor(es) 916, el degradador 920 y otros dispositivos no mostrados en las figuras. En implementaciones de ejemplo, el sistema 910 incluye un controlador 932, tal como un ordenador, en comunicación con uno o más dispositivos del sistema. El control puede basarse en resultados de la supervisión realizada por el uno o más dispositivos de supervisión 918, por ejemplo, la supervisión de la intensidad del haz, la dosis, la ubicación de haz en el volumen objetivo, etc. Aunque los dispositivos de supervisión 918 se muestran entre el dispositivo 916 y el degradador 920, uno o más dispositivos de supervisión pueden estar situados 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 objetivo (para el mismo paciente y/o pacientes diferentes). El plan de tratamiento puede determinarse antes de que comience el tratamiento y puede incluir parámetros, tales como la forma del volumen 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 en función del plan de tratamiento. Puede realizarse un ajuste adicional durante el tratamiento, por ejemplo cuando se detecta una desviación con respecto al plan de tratamiento.

En algunas implementaciones, el acelerador 912 está configurado para variar la energía del haz de partículas de salida variando el campo magnético en el que se acelera el haz de partículas. En una implementación 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 otro(s) conjunto(s) de bobinas recibe(n) una corriente variable de modo que la corriente total recibida por los conjuntos de bobinas varía. En algunas implementaciones, todos los conjuntos de bobinas son superconductores. En otras implementaciones, algunos conjuntos de bobinas, tal como el conjunto para la corriente eléctrica fija, son superconductores, mientras que otros conjuntos de bobinas, tal como el uno o más conjuntos para la corriente variable, no son superconductores. En algunos ejemplos, todos los conjuntos de bobinas no son superconductores.

En general, la magnitud del campo magnético puede escalarse con la magnitud de la corriente eléctrica. Ajustar la corriente eléctrica total de las bobinas en un intervalo predeterminado puede generar un campo magnético que varía en un intervalo correspondiente predeterminado. En algunos ejemplos, un ajuste continuo de la corriente eléctrica puede dar lugar a una variación continua del campo magnético y a una variación continua de la energía de haz de salida. Como alternativa, cuando la corriente eléctrica aplicada a las bobinas se ajusta de una manera no continua y por etapas, el campo magnético y la energía del haz de salida también varían en consecuencia de manera no continua (por etapas). El escalado del campo magnético con respecto a la corriente puede permitir que la variación de la energía de haz se lleve a cabo de manera relativamente precisa, aunque algunas veces pueden realizarse pequeños ajustes no relacionados con la corriente de entrada.

En algunas implementaciones, para proporcionar haces de partículas que tienen una energía variable, el acelerador 912 está configurado para aplicar un barrido de tensiones de RF a través de diferentes bandas de frecuencias, donde cada banda corresponde a una energía de haz de salida diferente. Por ejemplo, si el acelerador 912 está

configurado para producir tres energías de haz de salida diferentes, puede realizarse un barrido de tensión de RF a través de tres bandas de frecuencias diferentes. En otro ejemplo, correspondiente a variaciones de energía de haz continua, se realiza un barrido de tensión de RF a través de bandas de frecuencias que cambian continuamente. Las diferentes bandas de frecuencias pueden tener diferentes límites de frecuencia inferiores y/o de frecuencia superiores.

El canal de extracción puede estar configurado para permitir el intervalo de diferentes energías producidas por el acelerador de partículas de energía variable. Por ejemplo, el canal de extracción puede ser lo bastante grande como para soportar las energías más altas y más bajas producidas por el acelerador de partículas. Es decir, el canal de extracción puede dimensionarse o configurarse de otro modo para recibir y transmitir partículas que están dentro de ese intervalo de energías. Haces de partículas que tienen diferentes energías pueden extraerse del acelerador 912 sin modificar las características del regenerador que se usa para extraer haces de partículas que tienen una única energía. En otras implementaciones, para permitir la energía de partículas variable, el regenerador puede moverse para perturbar (por ejemplo, cambiar) diferentes órbitas de partículas de la manera descrita anteriormente y/o pueden añadirse o quitarse varillas de hierro (separadores magnéticos) para modificar la protuberancia de campo magnético proporcionada por el regenerador. Más específicamente, diferentes energías de partículas estarán normalmente en diferentes órbitas de partícula dentro de la cavidad. Al mover el regenerador, es posible interceptar una órbita de partículas con una energía específica y proporcionar de este modo la perturbación correcta de esa órbita de modo que las partículas en la energía especificada lleguen al canal de extracción. En algunas implementaciones, el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de separadores magnéticos) se realiza en tiempo real para ajustarse a los cambios en tiempo real en la energía de haz de partículas proporcionada por el acelerador. En otras implementaciones, la energía de partículas se ajusta por cada tratamiento, y el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de separadores magnéticos) se realiza antes del tratamiento. En cualquier caso, el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de separadores magnéticos) puede controlarse mediante ordenador. Por ejemplo, un ordenador puede controlar uno o más motores que efectúan el movimiento del regenerador y/o de los separadores magnéticos.

En algunas implementaciones, el regenerador se implementa usando uno o más separadores magnéticos que pueden controlarse para moverse hacia la(s) ubicación(es) apropiada(s).

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

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

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

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

Haciendo referencia al ejemplo mostrado en la Fig. 1, el acelerador de partículas, que puede ser un acelerador de partículas de energía variable como el acelerador 912 descrito anteriormente, puede estar configurado para proporcionar haces de partículas que tienen energía variable. El intervalo de la energía variable puede tener un límite superior que está comprendido entre 200 MeV aproximadamente y 300 MeV aproximadamente o más, por ejemplo 200 MeV, 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 aproximadamente, o 300 MeV aproximadamente o más. El intervalo también puede tener un límite inferior que está comprendido entre 100 MeV aproximadamente, o menos, y 200 MeV aproximadamente, por ejemplo 100 MeV aproximadamente o menos, 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, o 200 MeV aproximadamente.

En algunos ejemplos, la variación es discontinua y la etapa de variación puede tener un tamaño de 10 MeV aproximadamente o menos, 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 aproximadamente u 80 MeV aproximadamente o más. Variar la energía en un tamaño de etapa no lleva más de 30 minutos, por ejemplo, 25 minutos aproximadamente o menos, 20 minutos aproximadamente o menos, 15 minutos aproximadamente o menos, 10 minutos aproximadamente o menos, 5 minutos aproximadamente o menos, 1 minuto aproximadamente o menos, o 30 segundos aproximadamente o menos. En otros ejemplos, la variación es continua y el acelerador puede ajustar la energía del haz de partículas a una tasa relativamente alta, por ejemplo, hasta 50 MeV aproximadamente por segundo, hasta 45 MeV aproximadamente por segundo, hasta 40 MeV aproximadamente por segundo, hasta 35 MeV aproximadamente por segundo, hasta 30 MeV aproximadamente por segundo, hasta 25 MeV aproximadamente por segundo, hasta 20 MeV aproximadamente por segundo, hasta 15 MeV aproximadamente por segundo, o hasta 10 MeV aproximadamente por segundo. El acelerador puede estar configurado para ajustar la energía de partículas tanto de manera continua como de manera discontinua. Por ejemplo, una combinación de la variación continua y discontinua puede usarse en un tratamiento de un volumen objetivo o en tratamientos de diferentes volúmenes objetivo. Puede conseguirse una planificación de tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

Un acelerador de partículas que proporciona 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 al acelerador) usados para el tratamiento. Por ejemplo, el uso de degradadores para cambiar la energía de un haz de partículas de salida puede reducirse o eliminarse en todo o en parte del tratamiento. Las propiedades del haz de partículas, tales como la intensidad, el foco, etc., pueden controlarse en el acelerador de partículas y el haz de partículas puede llegar al volumen objetivo sin una perturbación sustancial de los dispositivos adicionales. La tasa 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 de la Fig. 1, acelera partículas o haces de partículas a niveles de energía variables modificando el campo magnético en el acelerador, lo que puede conseguirse modificando la corriente eléctrica aplicada a bobinas para generar el campo magnético. Tal como se ha explicado anteriormente, un sincrociclotrón de ejemplo (por ejemplo, el sincrociclotrón de la Fig. 1) incluye un sistema magnético que contiene una fuente de partículas, un sistema de accionamiento mediante radiofrecuencia y un sistema de extracción de haz. La Fig. 19 muestra un ejemplo de un sistema magnético que puede usarse en un acelerador de energía variable. En esta implementación de ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema magnético 1012 puede variar entre el 5% aproximadamente y el 35% aproximadamente 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 magnético tiene una forma apropiada para mantener el foco 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 bajo en carbono), ejemplos de los cuales se han proporcionado 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, solamente un conjunto de las bobinas es superconductor y el otro conjunto no es superconductor o es un conductor convencional (también descrito en detalle posteriormente). También es posible que ambos conjuntos de bobinas no sean superconductores. Materiales superconductores adecuados para su uso en las bobinas incluyen niobio-3/estaño (Nb3Sn) y/o niobio-titanio. Otros materiales conductores convencionales pueden incluir cobre. Ejemplos de las construcciones de conjuntos de bobinas se describen en detalle posteriormente.

Los dos conjuntos de bobinas pueden estar conectados eléctricamente en serie o en paralelo. En algunas implementaciones, la corriente eléctrica total recibida por los dos conjuntos de bobinas puede incluir entre 2 millones aproximadamente de ampervueltas y 10 millones aproximadamente de ampervueltas, por ejemplo entre 2,5 millones aproximadamente y 7,5 millones aproximadamente de ampervueltas, o entre 3,75 millones aproximadamente de ampervueltas y 5 millones aproximadamente de ampervueltas. 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 bobinas varía con la variación de la corriente en un conjunto de bobinas. En otras situaciones, la corriente eléctrica aplicada a ambos conjuntos de bobinas puede variar. La corriente total variable en los dos conjuntos de bobinas puede generar un campo magnético que tiene una magnitud variable, que a su vez varía las trayectorias de aceleración de las partículas y produce partículas que tienen energías variables.

Generalmente, la magnitud del campo magnético generado por la(s) bobina(s) puede escalarse con respecto a la magnitud de la corriente eléctrica total aplicada a la(s) bobina(s). En función de la escalabilidad, en algunas implementaciones, la variación lineal de la intensidad del campo magnético puede conseguirse modificando de manera lineal la corriente total de los conjuntos de bobinas. La corriente total puede ajustarse a una tasa relativamente alta que da lugar a un ajuste de tasa relativamente alta del campo magnético y la energía de haz.

En el ejemplo reflejado en la anterior Tabla 1, la relación entre valores de la corriente y el campo magnético en el centro geométrico de los anillos de bobina es: 1990:8.7 (aproximadamente 228.7:1); 1920:8.4 (aproximadamente 228.6:1); 1760:7.9 (aproximadamente 222.8:1). Por consiguiente, ajustándose la magnitud de la corriente total aplicada a bobinas superconductoras puede ajustarse proporcionalmente (en función de la proporción) la magnitud del campo magnético.

La escalabilidad del campo magnético con respecto a la corriente eléctrica total en el ejemplo de la Tabla 1 se muestra también en la gráfica de la Fig. 20, 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 tiene el valor más alto en el centro geométrico y disminuye a medida que aumenta la distancia R. Las curvas 1035, 1037 representan el campo magnético generado por los mismos conjuntos de bobinas que reciben diferente corriente eléctrica total: 1760 amperios y 1990 amperios, respectivamente. Las energías correspondientes de las partículas extraídas son de 211 MeV y 250 MeV, respectivamente. Las dos curvas 1035, 1037 tiene sustancialmente la misma forma y las diferentes partes de las curvas 1035, 1037 son sustancialmente paralelas. Como resultado, la curva 1035 o la curva 1037 puede desplazarse linealmente para coincidir sustancialmente con la otra curva, indicando que el campo magnético puede escalarse con respecto a la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de bobinas.

En algunas implementaciones, la escalabilidad del campo magnético con respecto a la corriente eléctrica total puede no ser perfecta. Por ejemplo, la relación entre el campo magnético y la corriente calculada según el ejemplo mostrado en la Tabla 1 no es constante. Además, como se muestra en la Fig. 21, el desplazamiento lineal de una curva puede no corresponder perfectamente a la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los conjuntos de bobinas bajo la suposición de una perfecta escalabilidad. El campo magnético objetivo (bajo la suposición de una perfecta escalabilidad) puede generarse modificando adicionalmente las características, por ejemplo, la geometría, de las bobinas para contrarrestar la imperfección en la escalabilidad. Como un ejemplo, varillas ferromagnéticas (por ejemplo, de hierro) (separadores magnéticos) puede insertarse o extraerse de una o ambas estructuras magnéticas (por ejemplo, culatas, piezas polares y similares). Las características de las bobinas pueden alterarse a una tasa relativamente alta, de manera que la tasa del ajuste del campo magnético no se ve afectada sustancialmente en comparación con la situación en la que la escalabilidad es perfecta y solamente es necesario ajustar la corriente eléctrica. En el ejemplo de las varillas de hierro, las varillas pueden añadirse o quitarse en una escala de tiempo de segundos o minutos, por ejemplo en 5 minutos, en 1 minuto, en menos de 30 segundos o en menos de 1 segundo.

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

En general, para producir la corriente total que varía dentro de un intervalo deseado, puede usarse cualquier combinación apropiada de corriente aplicada a los dos conjuntos de bobinas. En un ejemplo, el conjunto de bobinas 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite inferior de 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 bobinas 40a, 40b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica variable que tiene un límite superior correspondiente a una diferencia entre un límite superior y un límite inferior del intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la Tabla 1, el conjunto de bobinas 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varía entre 0 amperios y 230 amperios.

En otro ejemplo, el conjunto de bobinas 42a, 42b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite superior de un intervalo deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la Tabla 1, la corriente fija es de 1990 amperios. Además, el conjunto de bobinas 40a, 40b puede estar configurado para recibir una corriente eléctrica variable que tiene 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 bobinas 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varía entre -230 amperios y 0 amperios.

El campo magnético variable total generado por la corriente total variable para acelerar las partículas puede tener una magnitud máxima mayor que 4 teslas, por ejemplo mayor que 5 teslas, mayor que 6 teslas, mayor que 7 teslas, mayor que 8 teslas, mayor que 9 teslas o mayor que 10 teslas y hasta 20 teslas o más, por ejemplo hasta 18 teslas aproximadamente, hasta 15 teslas aproximadamente o hasta 12 teslas aproximadamente. En algunas implementaciones, la variación de la corriente total en los conjuntos de bobinas puede variar el campo magnético entre 0,2 teslas aproximadamente y 4,2 teslas aproximadamente o más, por ejemplo entre 0,2 teslas

aproximadamente y 1,4 teslas aproximadamente o entre 0,6 teslas aproximadamente y 4,2 teslas aproximadamente. En algunas situaciones, la cantidad de variación del campo magnético puede ser proporcional a la magnitud máxima.

5 La Fig. 21 muestra una estructura de RF de ejemplo para realizar un barrido de tensión en la placa de electrodo hueco en forma de D 500 a través de una banda de frecuencias de RF para cada nivel de energía del haz de partículas, y para modificar la banda de frecuencias cuando varía la energía del haz de partículas. Las superficies semicirculares 503, 505 de la placa de electrodo hueco semiconductor 500 están conectadas a un conductor interno 1300 y alojado en un conductor externo 1302. La alta tensión se aplica a la placa de electrodo hueco en forma de D 10
10 500 desde una fuente de potencia (no mostrada, por ejemplo, una entrada de tensión oscilante) a través de un dispositivo de acoplamiento de potencia 1304 que acopla la fuente de energía al conductor interno. En algunas implementaciones, el dispositivo de acoplamiento 1304 está situado en el conductor interno 1300 para proporcionar una transferencia desde la fuente de potencia a la placa de electrodo hueco en forma de D 500. Además, la placa de electrodo hueco en forma de D 500 está acoplada a elementos reactivos variables 1306, 1308 para realizar el
15 barrido de frecuencia de RF para cada nivel de energía de partícula, y para cambiar la banda de frecuencias de RF en relación con diferentes niveles de energía de partículas.

El elemento reactivo variable 1306 puede ser un condensador giratorio que tiene múltiples paletas 1310 que pueden girar mediante un motor (no mostrado). Al engranarse o desengranarse las paletas 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 paletas 1310 se engranan entre sí. La capacitancia de la estructura de RF aumenta y la frecuencia resonante disminuye. El proceso se invierte a medida que las paletas 1310 se desengranan. Como resultado, la potencia requerida para generar la alta tensión aplicada a la placa de electrodo hueco en forma de D 103 y necesaria para acelerar el haz puede reducirse en un factor elevado. En algunas implementaciones, la forma de las paletas 1310 se mecaniza para formar la dependencia requerida de frecuencia resonante en el tiempo.
20
25

La generación de frecuencia de RF se sincroniza con la rotación de paleta detectando la fase de la tensión de RF en el resonador, manteniendo la tensión alterna de las placas de electrodo hueco en forma de D próxima a la frecuencia resonante de la cavidad RF. (El electrodo hueco en forma de D ficticio está conectado a tierra y no se muestra en la Fig. 21).
30

El elemento reactivo variable 1308 puede ser un condensador formado por una placa 1312 y una superficie 1316 del conductor interno 1300. La placa 1312 puede moverse a lo largo de una dirección 1314 acercándose a o alejándose de la superficie 1316. La capacitancia del condensador cambia a medida que la distancia D entre la placa 1312 y la superficie 1316 cambia. Para cada banda de frecuencias con la que va a realizarse un barrido para una energía de partícula, la distancia D tiene un valor fijado, y para cambiar la banda de frecuencias, la placa 1312 se mueve de manera correspondiente al cambio en la energía del haz de salida.
35
40

En algunas implementaciones, el conductor interno y el externo 1300, 1302 están formados por un material metálico, tal como cobre, aluminio o plata. Las paletas 1310 y la placa 1312 también pueden estar formadas por el mismo material metálico o por materiales metálicos diferentes a los conductores 1300, 1302. El dispositivo de acoplamiento 1304 puede ser un conductor eléctrico. Los elementos reactivos variables 1306, 1308 pueden tener otras formas y pueden acoplarse a la placa de electrodo hueco en forma de D 100 de otras maneras para realizar el barrido de frecuencia de RF y la alteración de la banda de frecuencias. En algunas implementaciones, un único elemento reactivo variable puede estar configurado para realizar las funciones de ambos elementos reactivos variables 1306, 1308. En otras implementaciones, pueden usarse más de dos elementos reactivos variables.
45
50

El control del pórtico, del soporte del paciente, de los elementos de conformación de haz activos y del sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia se consigue mediante componentes electrónicos de control de terapia apropiados (no mostrados).

El control del sistema terapéutico mediante partículas descrito 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 varios controladores y/o dispositivos de procesamiento ubicados en varios puntos. Un ordenador central puede coordinar el funcionamiento entre los diversos controladores o dispositivos de procesamiento. El ordenador central, los controladores y dispositivos de procesamiento pueden ejecutar varias rutinas de software para controlar y coordinar las pruebas y la calibración.
55
60

El funcionamiento del sistema puede controlarse, al menos en parte, usando uno o más productos de programa informático, por ejemplo, uno o más programas informáticos implementados de manera tangible en uno o más medios legibles por máquina no transitorios, para su 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 de lógica programable.
65

Un programa informático puede escribirse en cualquier forma de lenguaje de programación, incluidos lenguajes compilados o interpretados, y puede implantarse de cualquier forma, por ejemplo como un programa independiente o como un módulo, componente, subrutina u otra unidad adecuada para usarse en un entorno informático. Un programa informático puede implantarse para ejecutarse en un ordenador o en múltiples ordenadores en un emplazamiento o estar distribuido a través de múltiples emplazamientos e interconectado mediante una red.

Acciones asociadas a la implementación de todas o parte de las operaciones del sistema terapéutico mediante partículas descritas en el presente documento pueden realizarse mediante uno o más procesadores programables que ejecutan uno o más programas informáticos para realizar las funciones descritas en el presente documento. Todas o parte de las operaciones pueden implementarse usando un sistema de circuitos lógicos de propósito especial, por ejemplo, una FPGA (matriz de puertas programables *in situ*) y/o un ASIC (circuito integrado de aplicación específica).

Procesadores adecuados para la ejecución de un programa informático incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores de propósito general y de propósito especial, y uno cualquiera o más procesadores de cualquier tipo de ordenador digital. En general, un procesador recibirá instrucciones y datos desde un área de almacenamiento de solo lectura o de un área de almacenamiento de acceso aleatorio, o desde ambas. Elementos de un ordenador (incluido un servidor) incluyen uno o más procesadores para ejecutar instrucciones, y uno o más dispositivos de área de almacenamiento para almacenar instrucciones y datos. Generalmente, un ordenador también incluirá, o puede estar acoplado de manera operativa para recibir datos desde, o transferir datos, o ambas cosas, a uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina, tales como PCBs masivos para almacenar datos, por ejemplo discos magnéticos, discos magneto-ópticos o discos ópticos. Medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios adecuados para almacenar instrucciones y datos de programa informático incluyen todas las formas de áreas de almacenamiento no volátil, incluyendo, a modo de ejemplo, dispositivos de área de almacenamiento de semiconductor, por ejemplo, EPROM, EEPROM, y dispositivos de área de almacenamiento flash, discos magnéticos, por ejemplo, discos duros internos o discos extraíbles, discos magneto-ópticos y discos CD-ROM y DVD-ROM.

Cualquier "conexión eléctrica" usada en el presente documento puede implicar una conexión física directa o una conexión que incluye componentes intermediarios pero que, sin embargo, permite el flujo de señales eléctricas entre los componentes conectados. Cualquier "conexión" que implica un sistema de circuitos eléctrico mencionado en el presente documento, a no ser que indique lo contrario, es una conexión eléctrica y no necesariamente una conexión física directa, independientemente de si la palabra "eléctrica" se usa para modificar "conexión".

Dos o más de las implementaciones anteriores pueden usarse en una combinación apropiada en un acelerador de partículas apropiado (por ejemplo, un sincrociclotrón). Asimismo, características individuales de dos o más cualesquiera 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 anteriormente de manera específica. Pueden excluirse elementos de los procesos, sistemas, aparatos, etc., descritos en el presente documento sin afectar negativamente a su funcionamiento. Varios elementos independientes pueden combinarse en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en el presente documento.

Las implementaciones de ejemplo descritas en el presente documento no están limitadas a usarse con un sistema terapéutico mediante partículas o para usarse con los sistemas terapéuticos mediante partículas de ejemplo descritos en el presente documento. En cambio, las implementaciones de ejemplo pueden usarse en cualquier sistema apropiado que dirija partículas aceleradas hacia una salida.

Información adicional relacionada con el diseño de una implementación de ejemplo de un acelerador de partículas que puede usarse en un sistema como el descrito 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 de 2006; la solicitud de patente estadounidense n.º 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de agosto de 2006; y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/850.565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" y presentada el 10 de octubre de 2006, publicada del 24 de abril de 2007, la patente estadounidense n.º 7.402.963 publicada el 22 de julio 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 de 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 de 2005, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.089, presentada el 21 de julio de 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 de 2004, y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005.

Cualquier característica de la presente solicitud puede combinarse con una o más características apropiadas de lo siguiente: la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM"

(solicitud n.º 61/707.466), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud n.º 61/707.515), la solicitud provisional estadounidense titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (solicitud n.º 61/707.548), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (solicitud n.º 61/707.572), la solicitud provisional estadounidense titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (solicitud n.º 61/707.590), la solicitud provisional estadounidense titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (solicitud n.º 61/707.704), la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (solicitud n.º 61/707.624), y la solicitud provisional estadounidense titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (solicitud n.º 61/707.645), la patente estadounidense n.º 7.728.311 publicada el 1 de junio de 2010, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.359 presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 12/275.103 presentada el 20 de noviembre de 2008, la solicitud de patente estadounidense n.º 11/948.662 presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/991.454 presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/907.601, presentada el 31 de mayo de 2013, la solicitud de patente estadounidense n.º 13/916.401, presentada el 12 de junio de 2013, la patente estadounidense n.º 8.003.964 publicada el 23 de agosto de 2011, la patente estadounidense n.º 7.208.748 publicada el 24 de abril de 2007, la patente estadounidense n.º 7.402.963 publicada el 22 de julio 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 de 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 de 2005, la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.089, presentada el 21 de julio de 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 de 2004, y la solicitud provisional estadounidense n.º 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005.

REINVINDICACIONES

1. Un sistema terapéutico mediante partículas (400, 602, 910), que comprende:

5 un acelerador de partículas (10, 105, 402, 604, 912) configurado para proporcionar pulsos de partículas cargadas que forman un haz (914) de partículas cargadas, donde el acelerador de partículas está configurado para proporcionar los pulsos de partículas cargadas según un ciclo de radiofrecuencia; y un sistema de barrido (106, 916) adaptado para realizar un barrido con el haz a través de al menos parte de un objetivo de irradiación, comprendiendo el sistema de barrido:

10 un imán de barrido (108) adaptado para mover el haz durante el barrido, donde una posición del haz corresponde a una corriente del imán de barrido; caracterizado por: un sistema de control adaptado para:

- 15 (i) controlar la corriente con el fin de producir un movimiento ininterrumpido del haz a través de al menos parte de un objetivo de irradiación para suministrar dosis de las partículas cargadas, donde el movimiento ininterrumpido del haz a través de la al menos parte de un objetivo de irradiación no depende del ciclo de radiofrecuencia,
- 20 (ii) en relación con posiciones en las que el haz de partículas suministra una dosis, almacenar información que identifica una ubicación y una cantidad de dosis suministrada, donde el sistema de control está configurado para medir la dosis acumulada suministrada en cada posición, donde la medición es sustancialmente síncrona con el ciclo de radiofrecuencia,
- (iii) comparar una dosis acumulada suministrada en cada posición con una dosis acumulada objetivo, y
- 25 (iv) si la dosis acumulada no coincide con la dosis acumulada objetivo en posiciones específicas, controlar la corriente con el fin de mover el haz para suministrar una dosis adicional en las posiciones específicas.

30 2. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de control está configurado para medir la dosis acumulada suministrada en cada posición.

3. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que la información comprende una cantidad de dosis suministrada en cada posición y al menos uno de:

- 35 una ubicación de cada posición dentro del objetivo de irradiación o una corriente magnética correspondiente a cada posición dentro del objetivo de irradiación.

40 4. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que la ubicación corresponde a coordenadas tridimensionales dentro del objetivo de irradiación.

5. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, donde el sistema terapéutico mediante partículas comprende además:

- 45 memoria para almacenar un plan de tratamiento que identifica, para cada posición, una dosis acumulada objetivo del haz de partículas, omitiendo el plan de tratamiento información acerca de dosis individuales suministradas a posiciones individuales durante el barrido.

6. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que el sistema de barrido comprende además:

- 50 un degradador (110, 115, 920) para modificar la energía del haz antes de proporcionar el haz al objetivo de irradiación, estando el degradador haz abajo del imán de barrido con respecto al acelerador de partículas; en el que el sistema de control está configurado para controlar el movimiento de al menos parte del degradador llevándolo hacia, o sacándolo de, una trayectoria del haz con el fin de influir en la energía del haz y, por lo tanto, fijar una capa del objetivo de irradiación a la que van a suministrarse las partículas cargadas.

7. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 6, en el que el acelerador de partículas comprende una fuente de iones para proporcionar plasma a partir del cual se extraen pulsos del haz; y en el que, durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de iones está desactivada.

60 8. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 7, en el que el acelerador de partículas comprende:

- una fuente de iones para proporcionar plasma a partir del cual se extraen pulsos del haz; y

una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia a una cavidad para acelerar partículas procedentes del plasma, presentando la cavidad un campo magnético para hacer que las partículas aceleradas procedentes de la columna de plasma se muevan en órbita dentro de la cavidad; en el que, durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de tensión está desactivada.

- 5
9. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 8, en el que durante al menos parte del movimiento del degradador, la fuente de partículas está desactivada al mismo tiempo que la fuente de tensión está desactivada.
- 10
10. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que el acelerador de partículas es un acelerador de partículas de energía variable; y en el que el sistema de control está configurado para fijar un nivel de energía del acelerador de partículas antes del barrido.
- 15
11. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que el acelerador de partículas es un acelerador de partículas de energía variable; y en el que el sistema de control está configurado para fijar un nivel de energía del acelerador de partículas durante el barrido.
- 20
12. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que en una posición en la que el haz de partículas suministra una dosis, cada suministro individual de dosis es un porcentaje de la dosis acumulada total.
- 25
13. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 12, en el que el porcentaje es inferior al 100% de la dosis acumulada total.
- 30
14. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 12, en el que el porcentaje es casi el 100% de la dosis acumulada total.
15. El sistema terapéutico mediante partículas según la reivindicación 1, en el que el imán de barrido tiene un núcleo de aire.

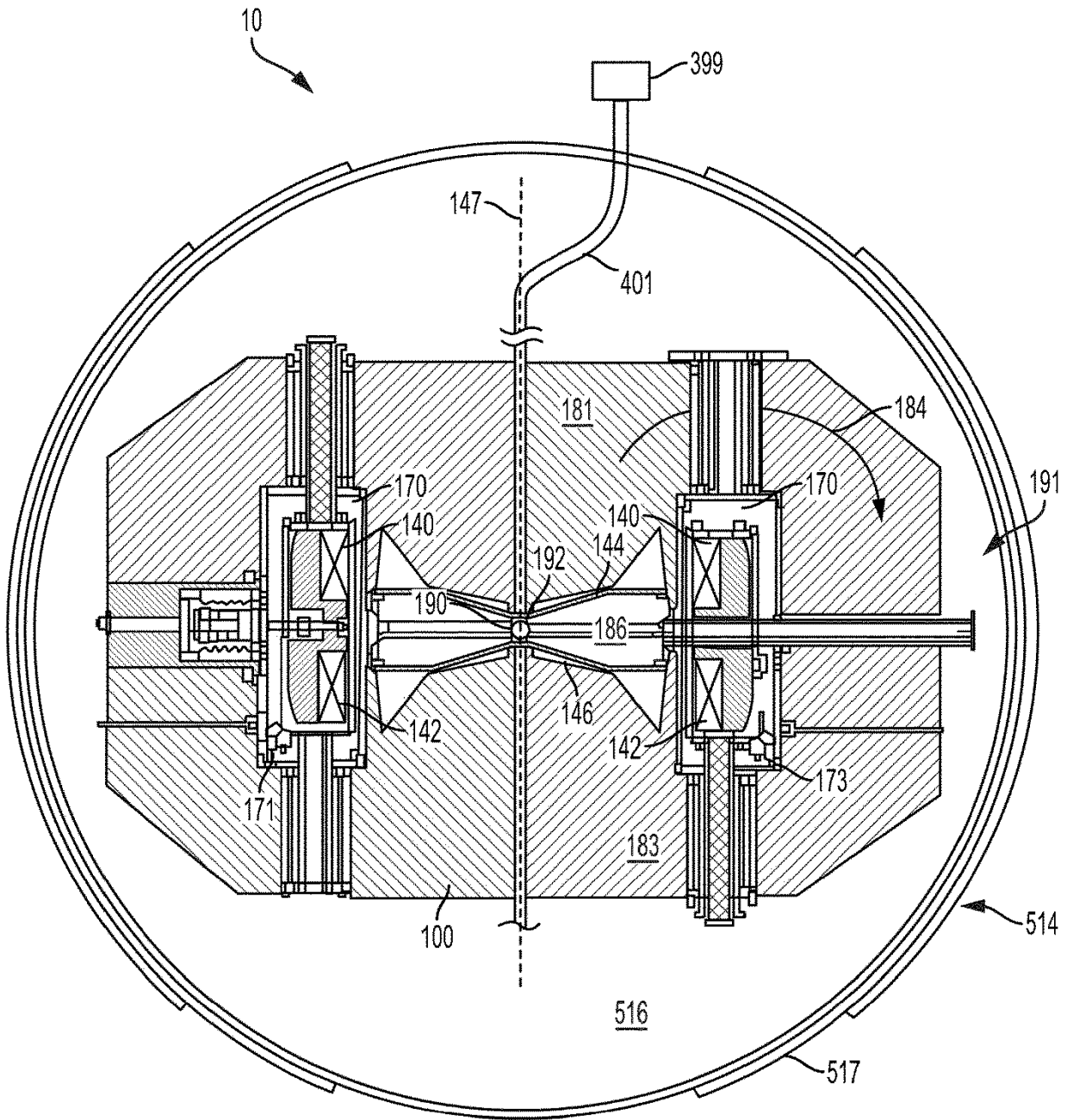


FIG. 1

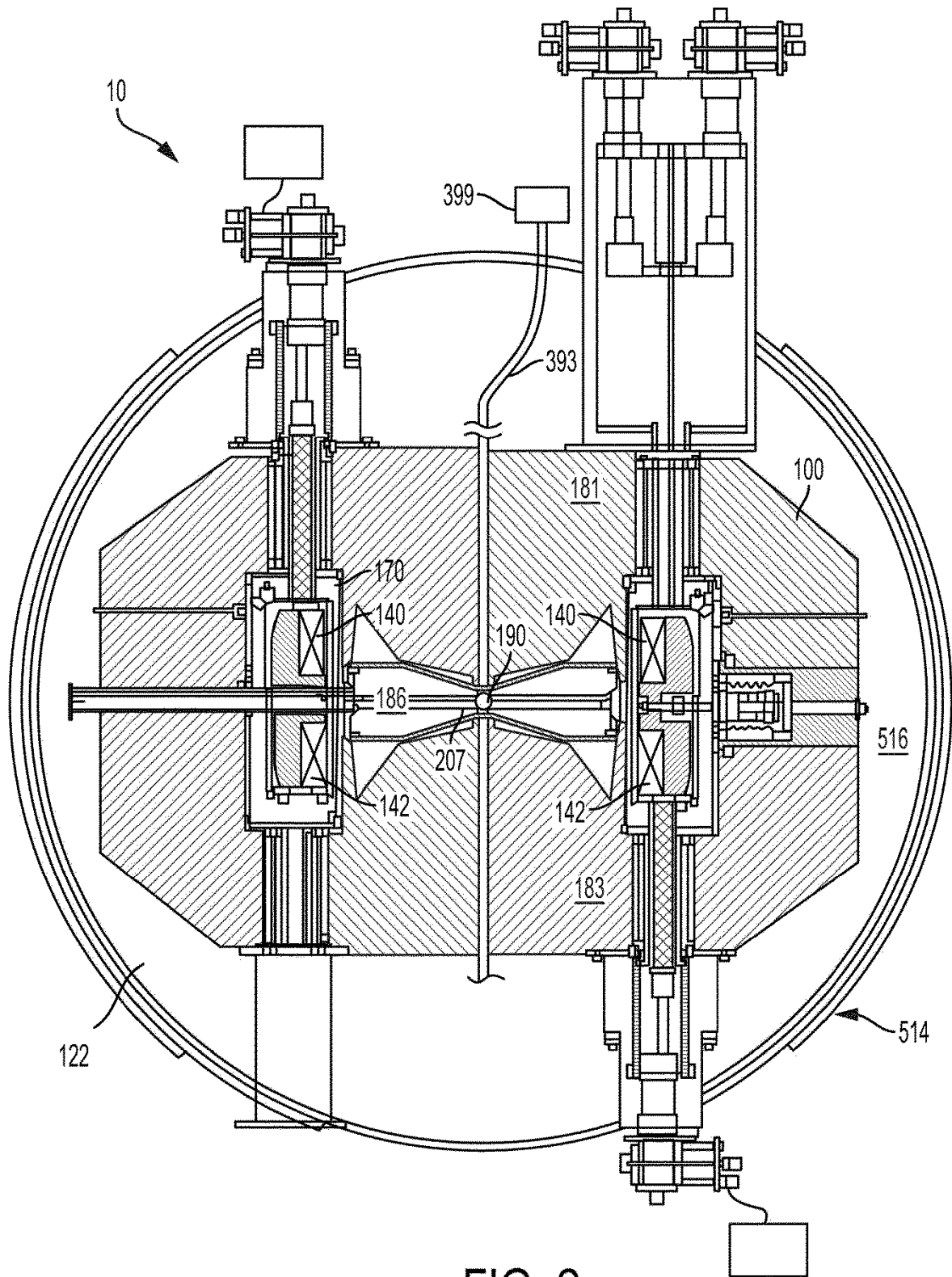
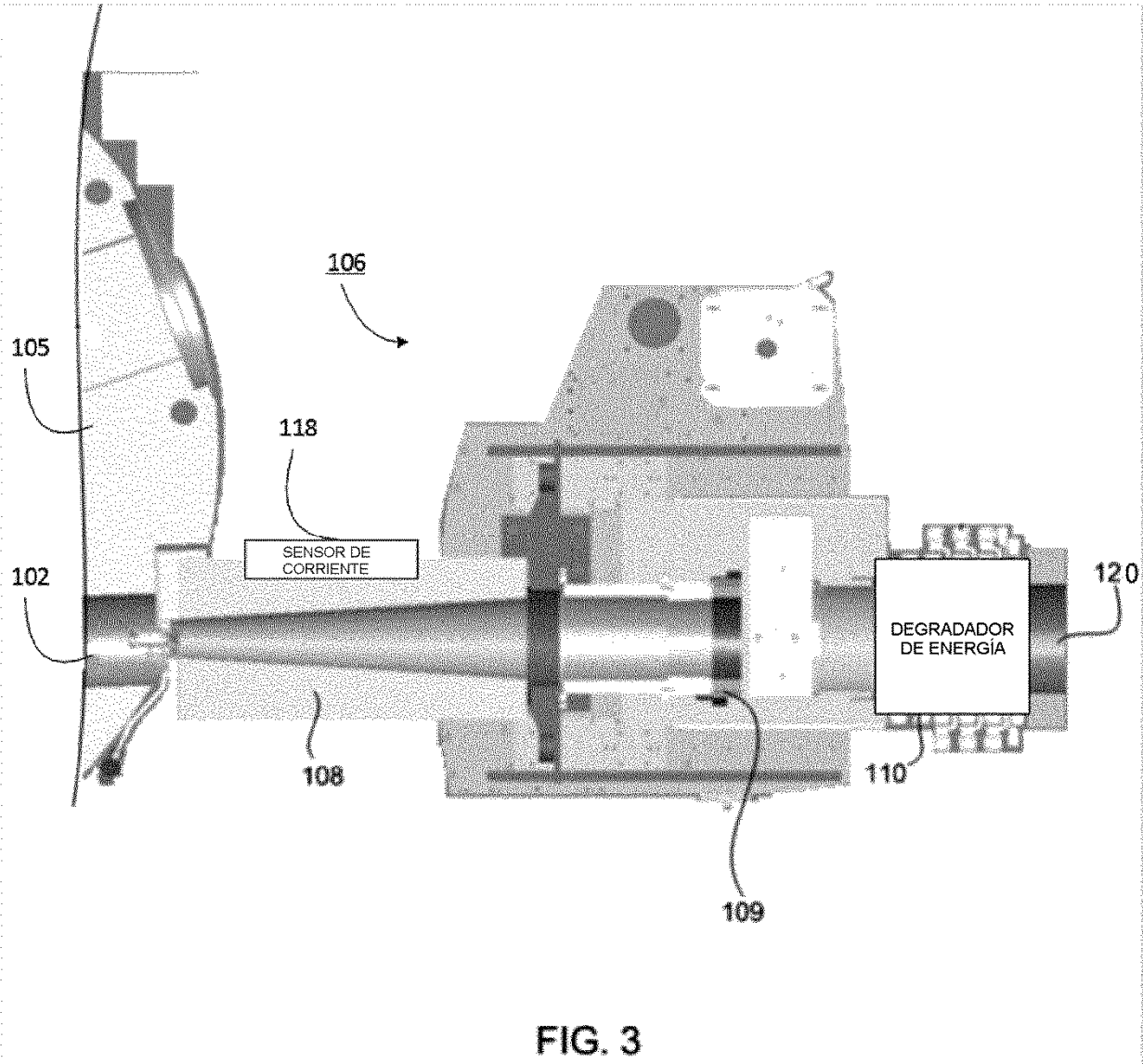


FIG. 2



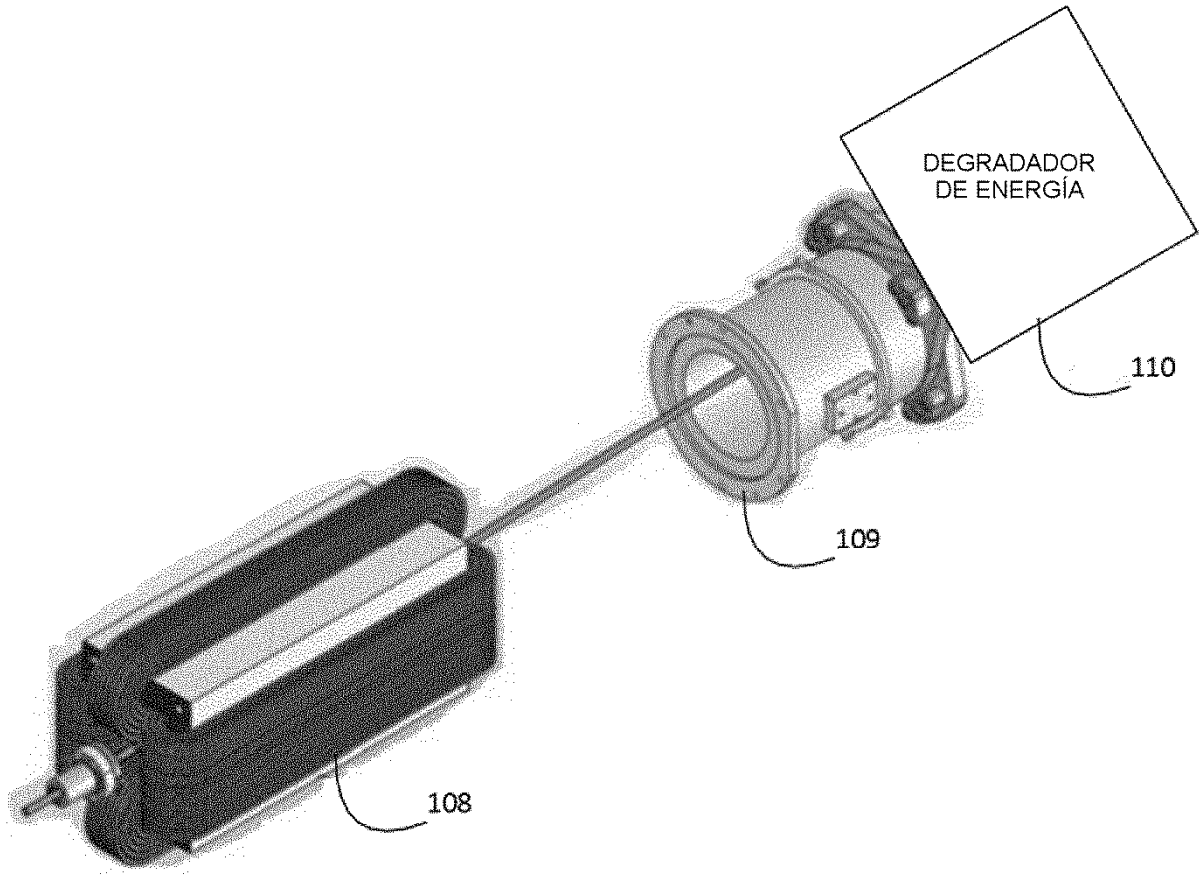


FIG. 4

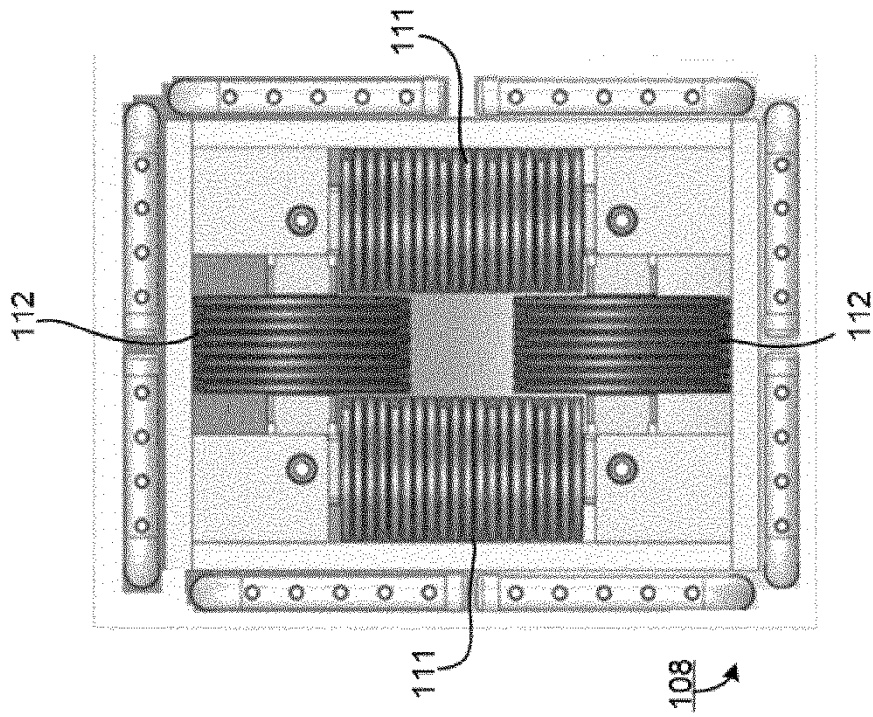


FIG. 5

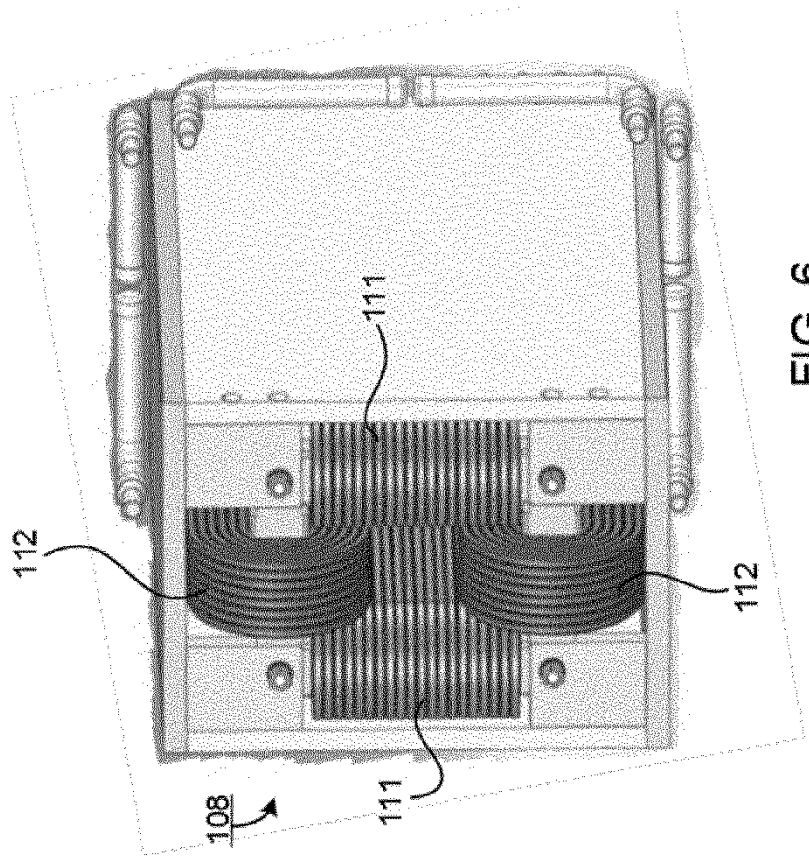


FIG. 6

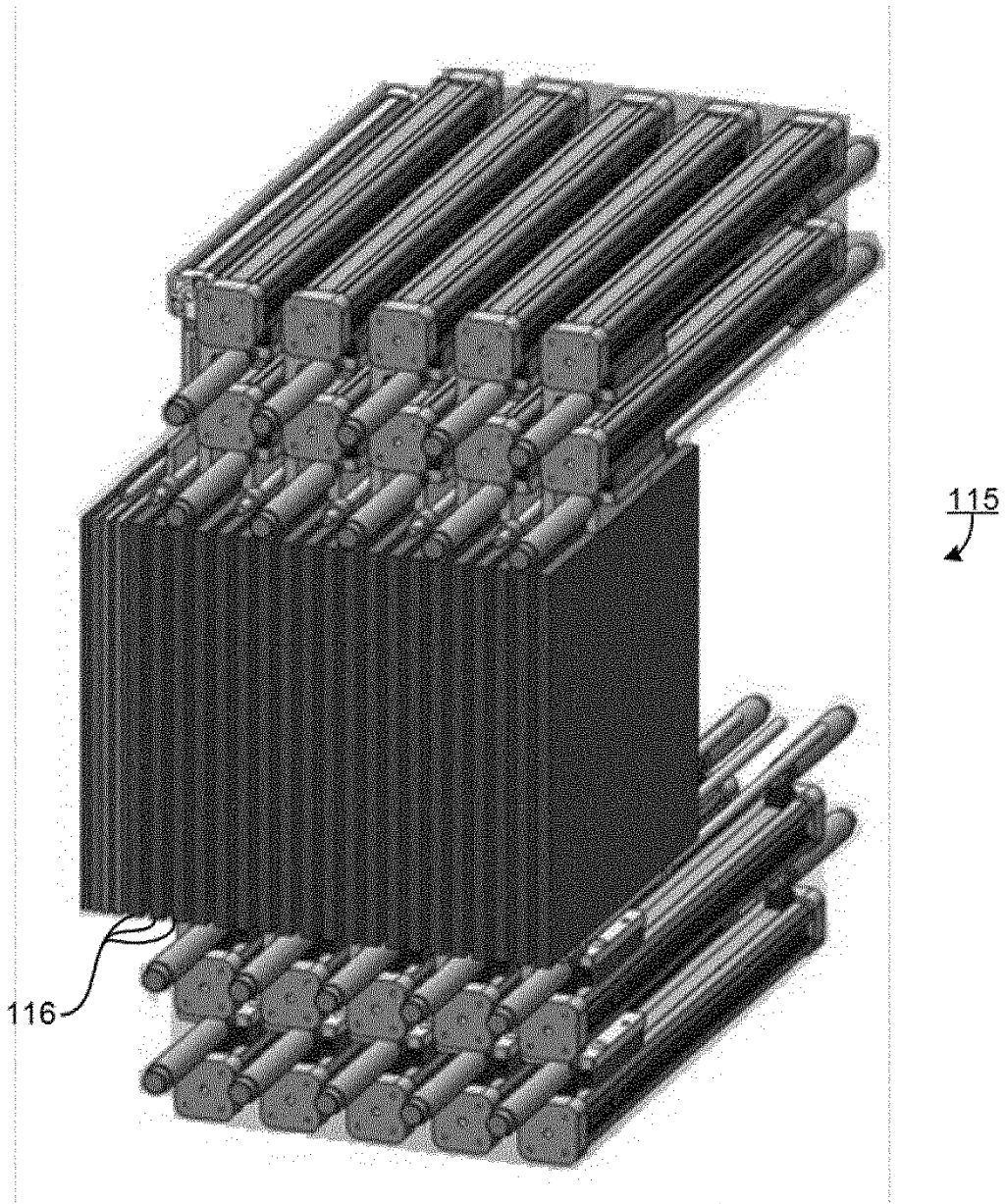


FIG. 7

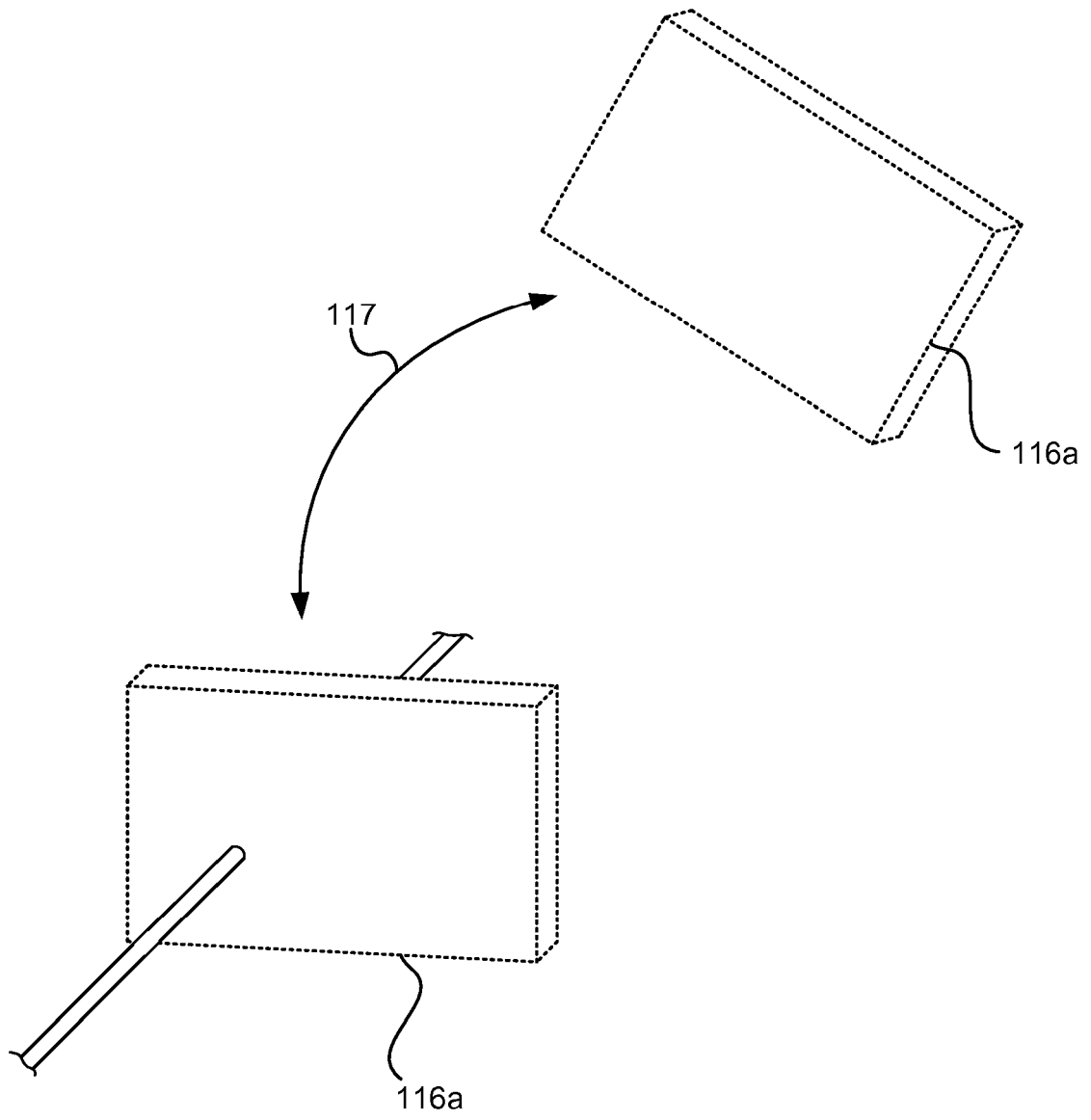


FIG. 8

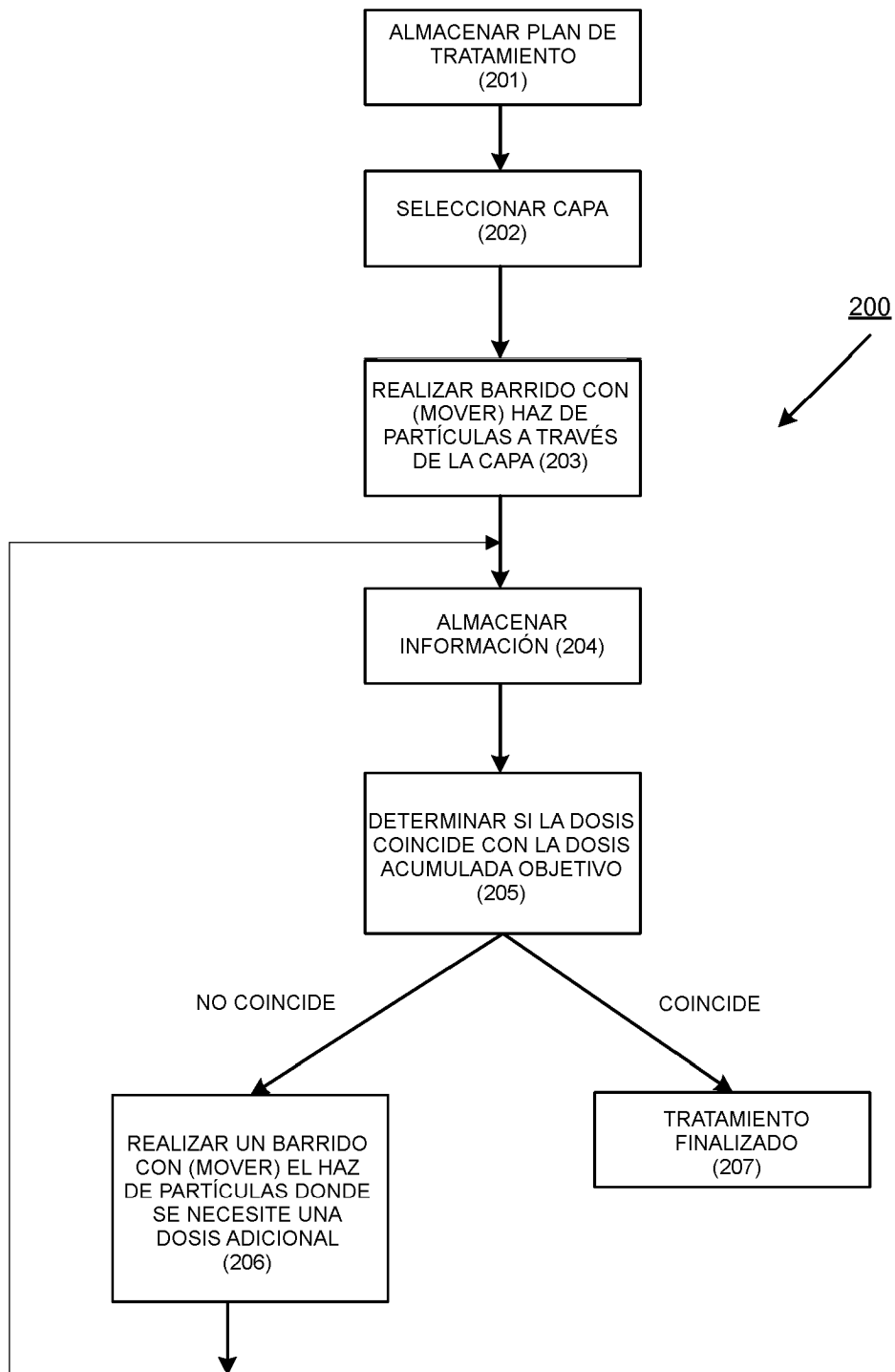


FIG. 9

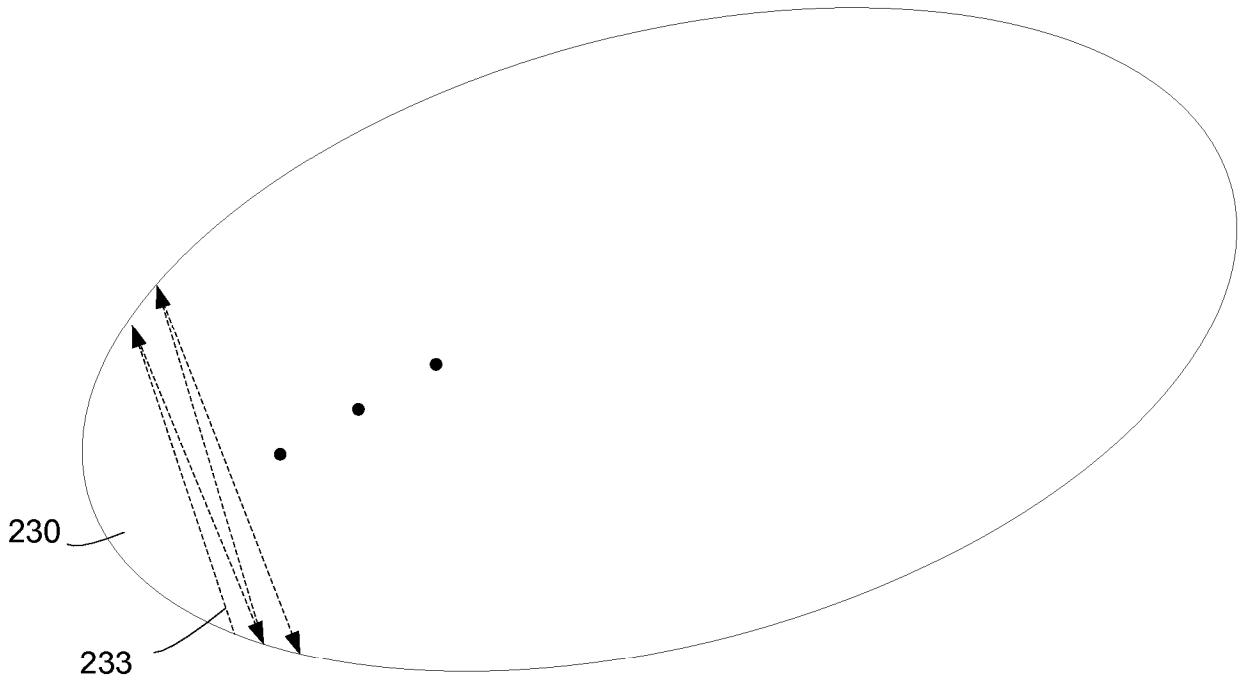


FIG 10

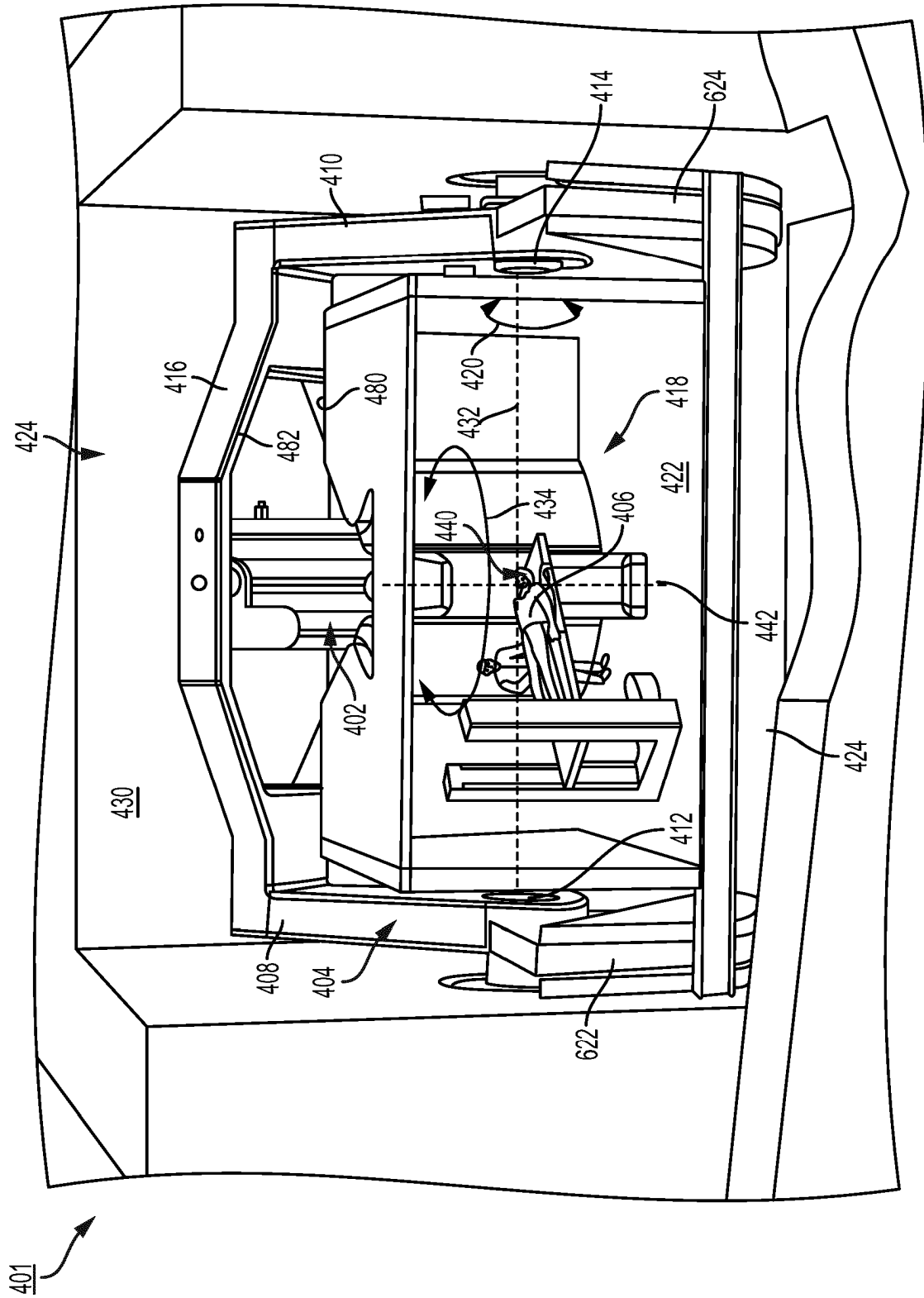


FIG. 11

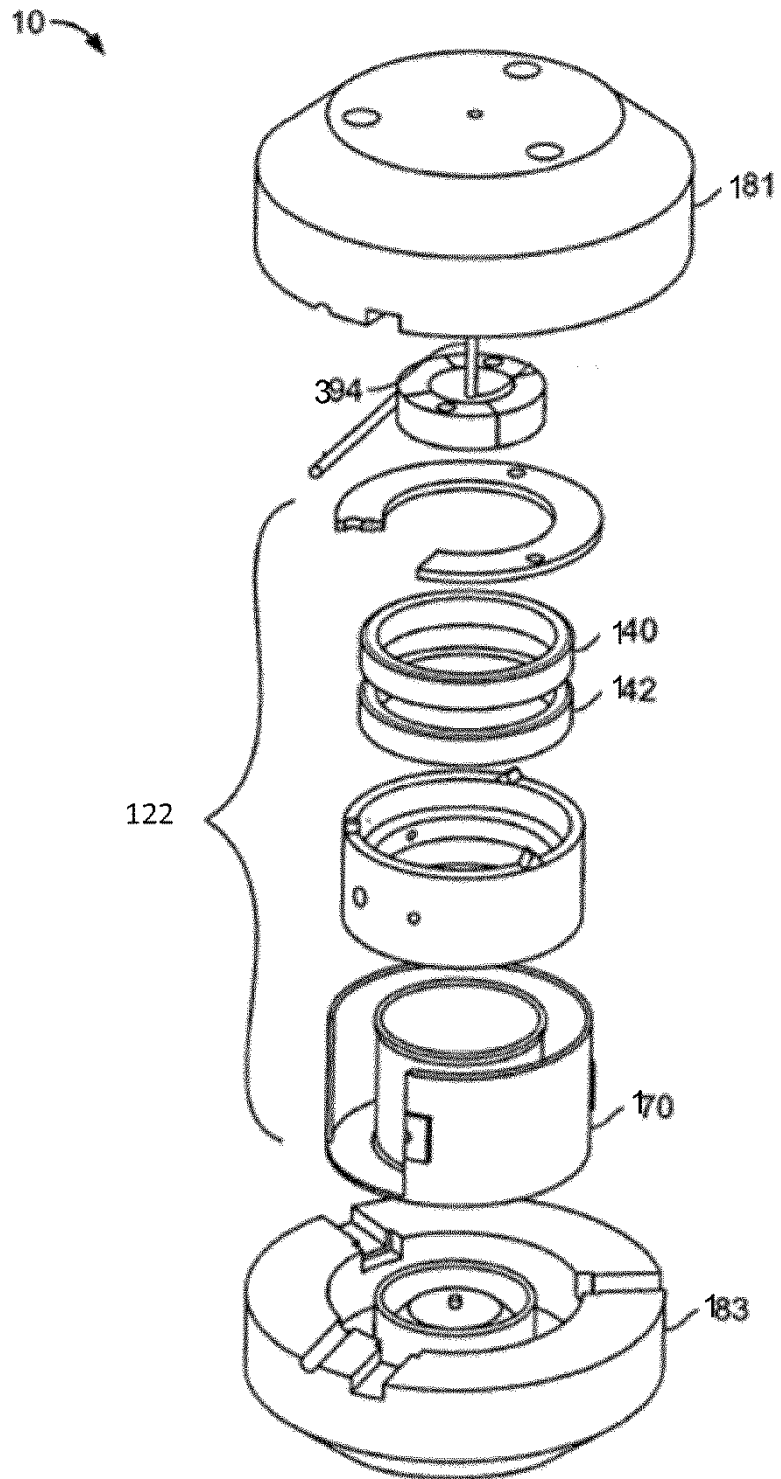


FIG. 12

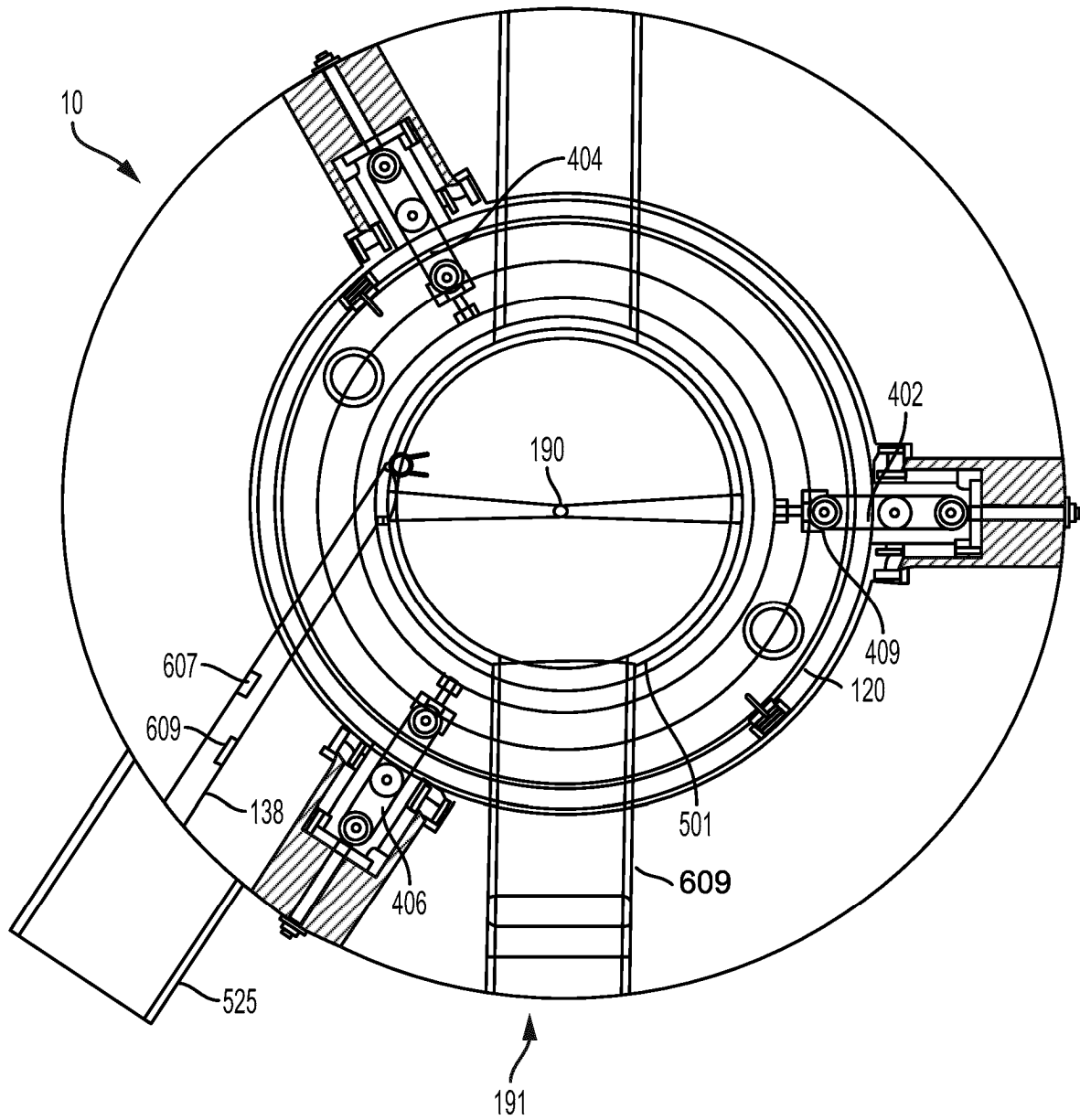


FIG. 13

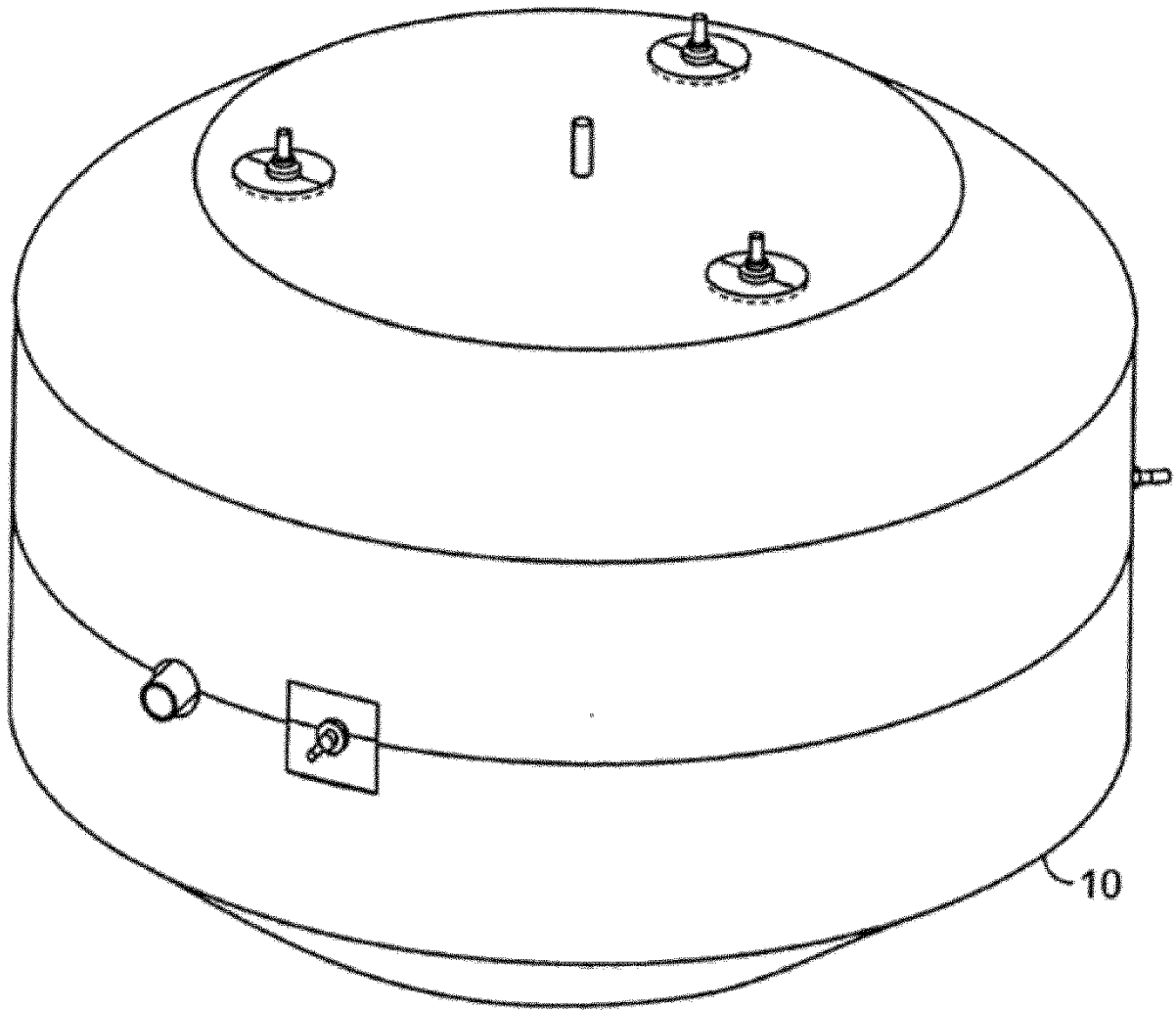


FIG. 14

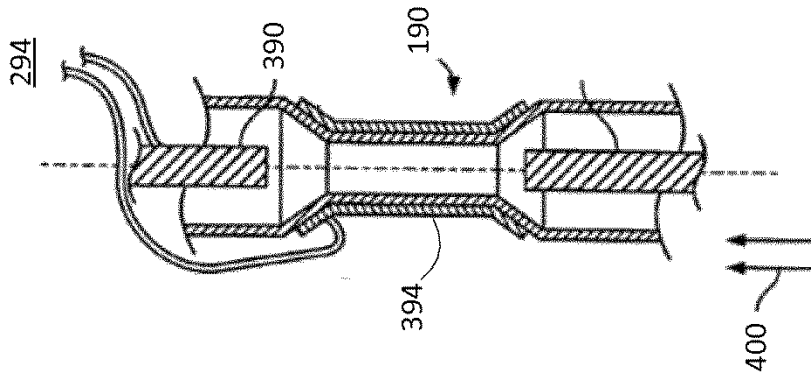


FIG. 15

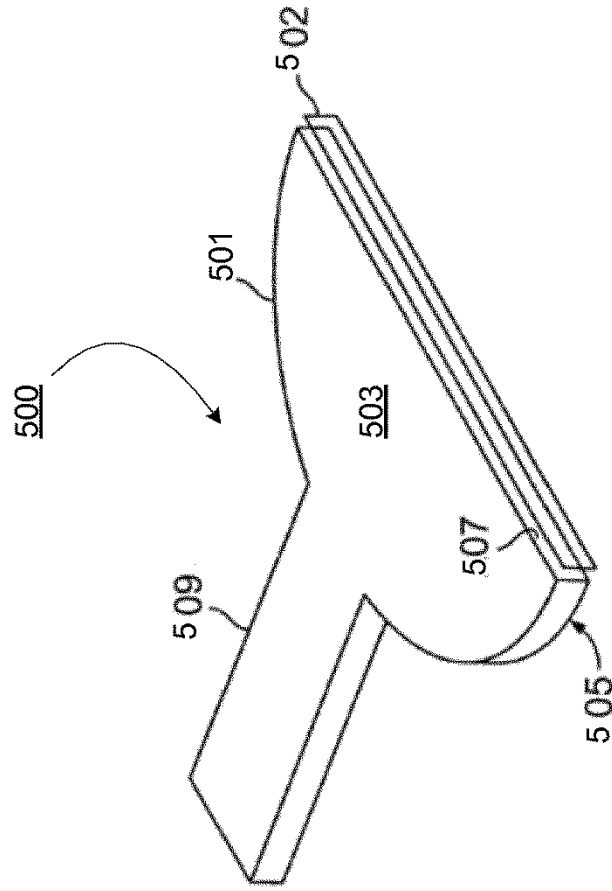


FIG. 16

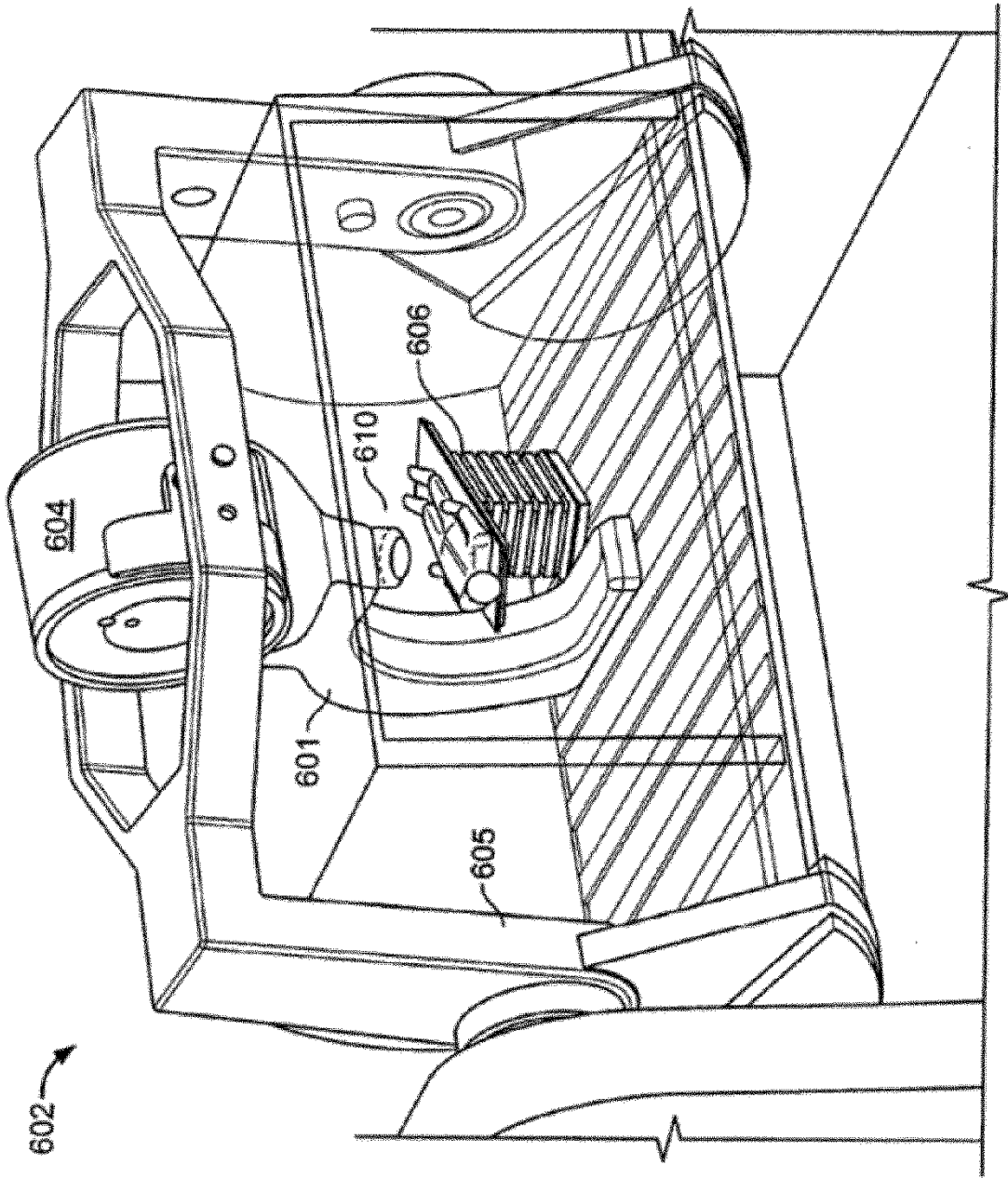


FIG. 17

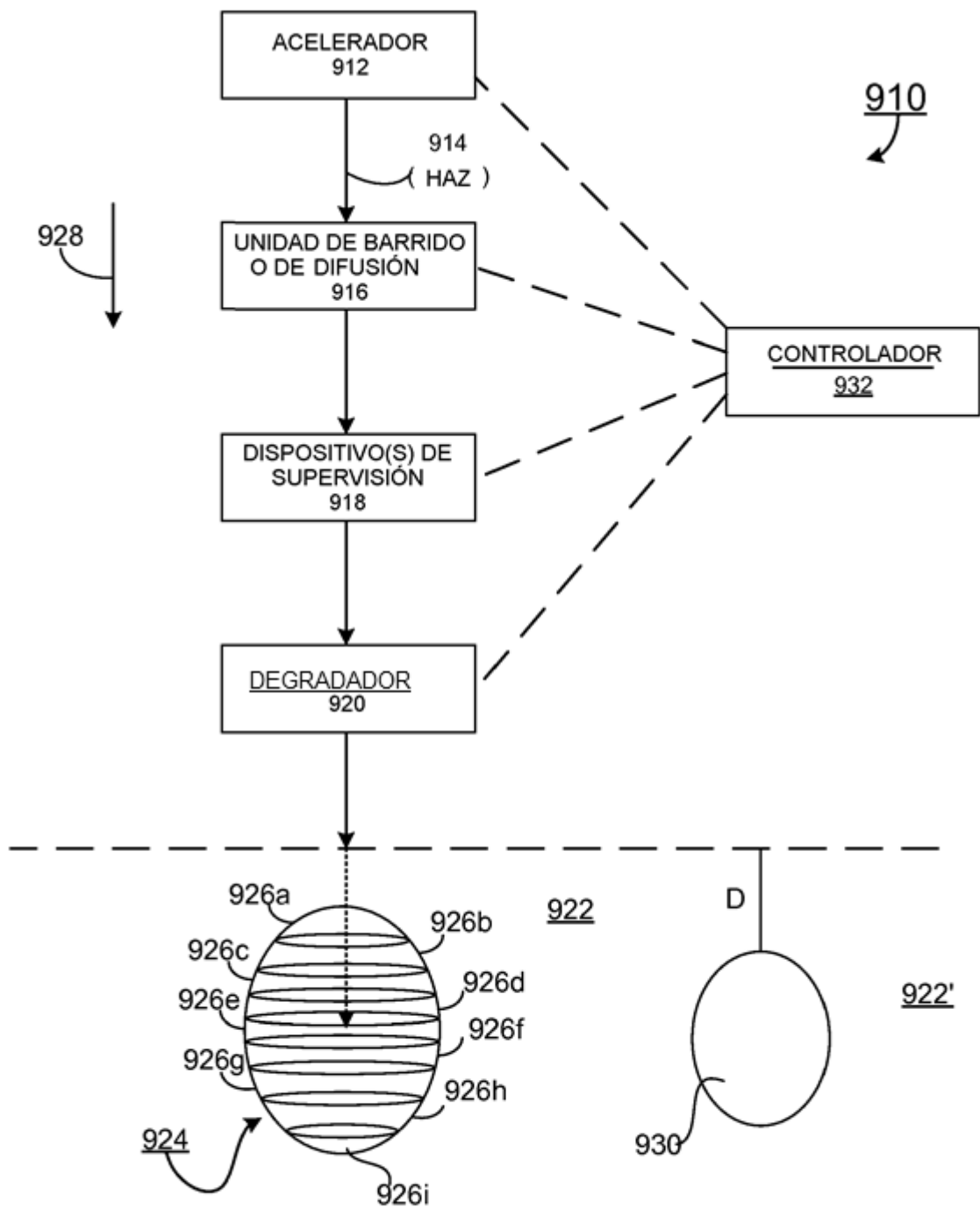


FIG. 18

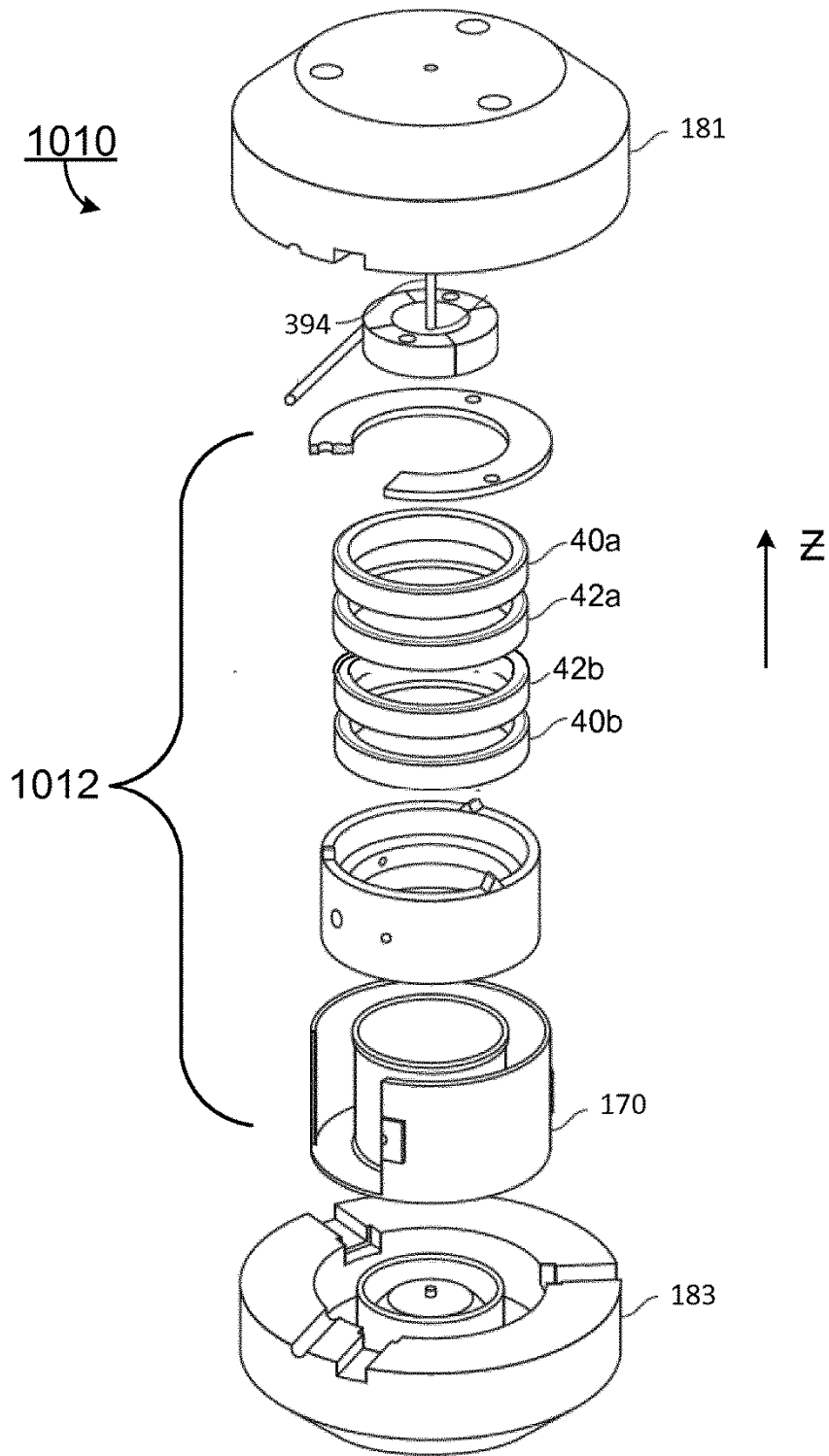


FIG. 19

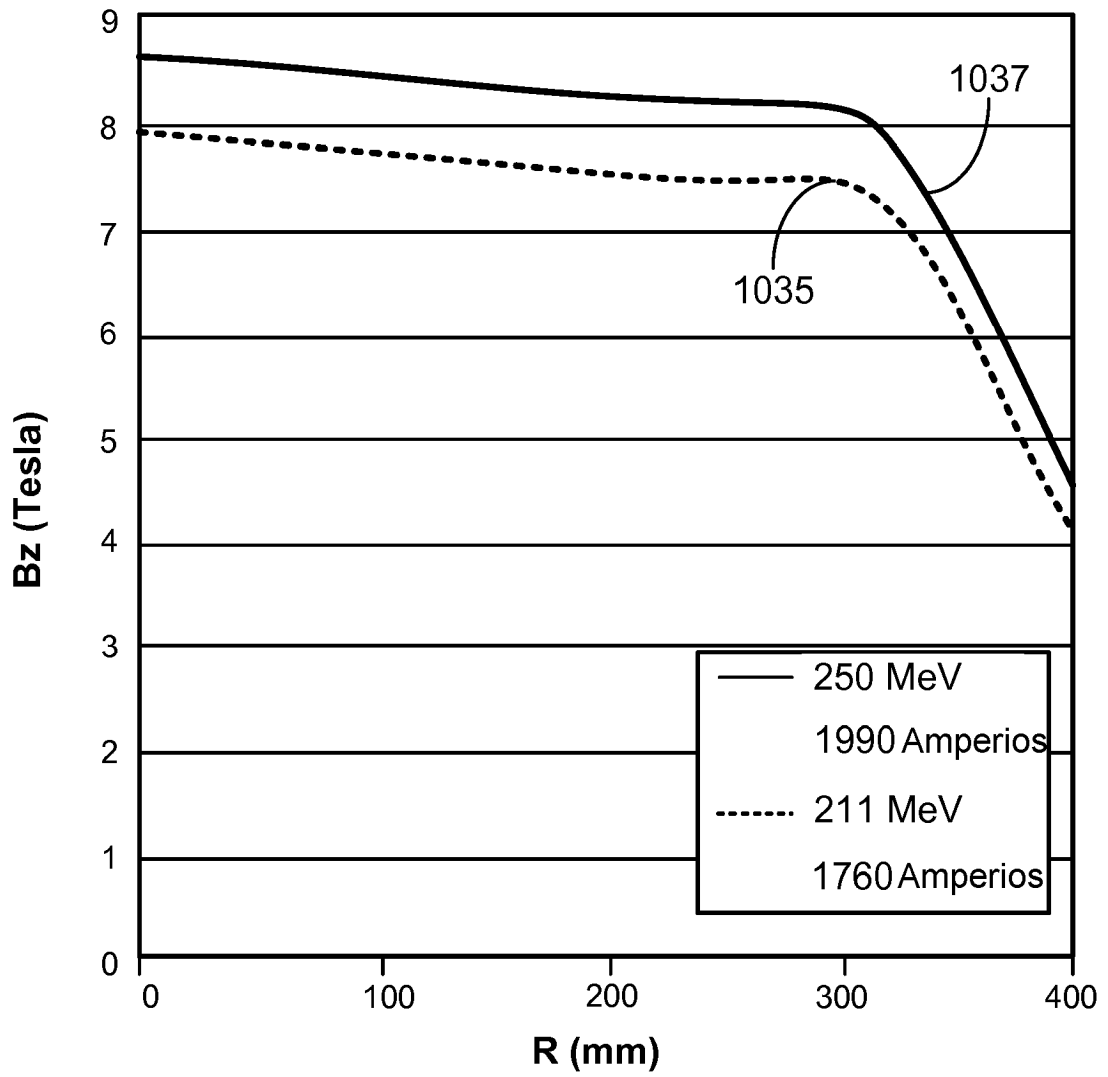


FIG. 20

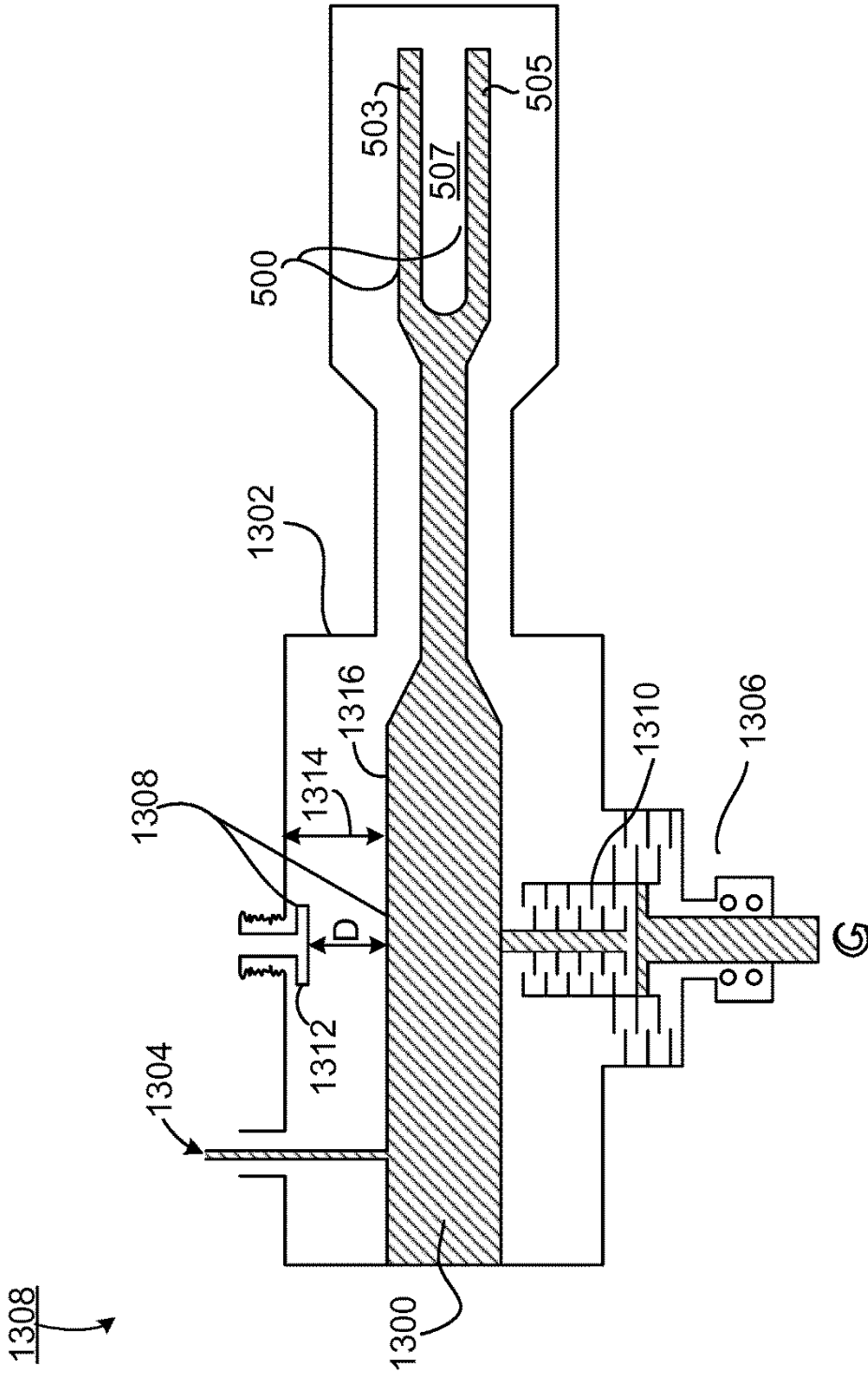


FIG. 21