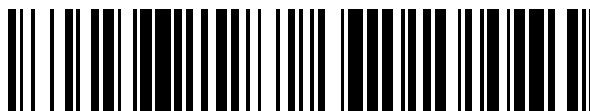


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 768 659**

51 Int. Cl.:

<b>A61N 5/10</b>	(2006.01)
<b>H05H 13/02</b>	(2006.01)
<b>H05H 7/12</b>	(2006.01)
<b>H01J 37/14</b>	(2006.01)
<b>G21K 1/10</b>	(2006.01)
<b>G21K 1/093</b>	(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.09.2014 PCT/US2014/057750**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.04.2015 WO15048468**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.09.2014 E 14781423 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2019 EP 3049151**

54 Título: **Exploración de haces de partículas**

30 Prioridad:

**27.09.2013 US 201361883631 P**

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

**23.06.2020**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**ZWART, GERRIT, TOWNSEND;  
COOLEY, JAMES;  
FRANZEN, KEN, YOSHIKI;  
JONES, MARK, R.;  
LI, TAO y  
BUSKY, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 768 659 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

Exploración de haces de partículas

### Campo técnico

Esta descripción se refiere en general a las características para la utilización de un sistema de exploración de haces de partículas.

### Antecedentes

5 Los sistemas de terapia de partículas utilizan un acelerador para generar un haz de partículas para el tratamiento de afecciones, tales como los tumores. Durante el funcionamiento, las partículas se aceleran en órbitas en el interior de una cavidad en presencia de un campo magnético, y son extraídas de la cavidad a través de un canal de extracción. Un regenerador de campos magnéticos genera un impulso de campo magnético cerca del exterior de la cavidad para distorsionar el cabeceo y el ángulo de algunas órbitas, de modo que éstas continúen hacia el canal de extracción y, finalmente entren, en el canal de extracción. Un haz, compuesto de las partículas, sale del canal de extracción.

10 Un sistema de exploración se encuentra aguas abajo del haz del canal de extracción. En este contexto, "aguas abajo del haz" significa más cerca de un objetivo de irradiación (en este caso, con respecto al canal de extracción). El sistema de exploración 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 se puede "explorar" sobre diferentes secciones transversales del tumor.

15 La solicitud internacional publicada WO 2007/061937 A2 describe un acelerador que se monta en un pórtico para permitir que el acelerador se mueva a través de un rango de posiciones alrededor de un paciente en un soporte de paciente.

20 La solicitud internacional publicada WO 2010/149740 A1 describe un acelerador de haces de partículas pulsados que se puede utilizar para la terapia de radiación de partículas. Más concretamente, se proporciona un dispositivo y un método para controlar el número de partículas dentro de un pulso del haz. El acelerador de partículas comprende medios para variar el número de partículas dentro de cada pulso del haz de dicho haz pulsado de iones desde un valor mínimo hasta un valor máximo como función del valor de un parámetro de control del haz. Para cada irradiación de partículas, el número requerido de partículas para cada pulso del haz se controla definiendo un valor para dicho parámetro de control del haz en función de los datos de calibración.

### Resumen

30 Un sistema de terapia con protones de ejemplo puede comprender un acelerador de partículas, un sistema de exploración y un pórtico en el que se monta el acelerador de partículas y al menos parte del sistema de exploración. El pórtico puede girar con respecto a la posición del paciente. Los protones se emiten esencialmente directamente desde el acelerador de partículas y a través del sistema de exploración a la posición de un objetivo de irradiación, tal como un paciente. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón.

La presente invención se refiere a un sistema de terapia de partículas según se describe en la reivindicación 1. El sistema de terapia de partículas puede incluir una o más de las siguientes características, bien solas o bien combinadas.

35 El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir un degradador para cambiar la energía del haz antes de la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación. El degradador se puede encontrar aguas abajo del haz del material de dispersión con respecto al sincrociclotrón, y se puede controlar por ordenador. El sincrociclotrón puede comprender: una fuente de voltaje para proporcionar un voltaje de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar las partículas desde una columna de plasma, donde la cavidad tiene un campo magnético que hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas desde la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad; y un regenerador para proporcionar un impulso de campo magnético dentro de la cavidad y cambiar de este modo las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se emitan al canal de extracción. El campo magnético puede estar entre 4 Teslas (T) y 20 T y el impulso de campo magnético puede ser como máximo de 2 Teslas.

45 El material de dispersión puede comprender múltiples dispersores, cada uno de los cuales se puede mover dentro, o fuera de, una trayectoria del haz de partículas. En algunos ejemplos, sólo uno de los múltiples dispersores se puede mover a la vez hacia la trayectoria del haz de partículas. El material de dispersión puede incluir material piezoeléctrico que responde a un voltaje aplicado para aumentar o disminuir el espesor. El material de dispersión se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas durante un curso de tratamiento del objetivo de irradiación o entre tiempos de tratamiento del objetivo de irradiación (por ejemplo, no durante el curso de tratamiento).

La exploración realizada por el sistema de terapia de partículas es una exploración por puntos. El tamaño del punto se puede cambiar de una ubicación de exploración a otra ubicación de exploración. El tamaño del punto se puede cambiar en una escala de tiempo del orden de décimas de segundo o menos, por ejemplo, del orden de las decenas de milisegundo, o del orden de alguna otra escala de tiempo.

- 5 Un sistema de terapia de partículas de ejemplo puede comprender además características según se describe en la reivindicación 11. El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, bien solas o bien combinadas.

10 El sistema de exploración puede comprender: estructuras para mover la emisión del haz de partículas desde el sincrociclotrón en tres dimensiones con respecto al objetivo de irradiación; y material de dispersión, entre las estructuras, que se puede configurar para cambiar el tamaño del punto del haz de partículas. El material de dispersión puede comprender múltiples dispersores, cada uno de los cuales se puede mover dentro, o fuera de, una trayectoria del haz de partículas. En algunos ejemplos, sólo uno de los múltiples dispersores se puede mover a la vez hacia la trayectoria del haz de partículas. El material de dispersión puede comprender material piezoeléctrico que responde a un voltaje aplicado para aumentar o disminuir el espesor. El material de dispersión se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas durante un curso de tratamiento del objetivo de irradiación. El material de dispersión se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas entre los tiempos de tratamiento del objetivo de irradiación (por ejemplo, no durante el curso de tratamiento).

20 La exploración realizada por el sistema de exploración es una exploración por puntos. El tamaño del punto se puede cambiar de una ubicación de exploración a otra ubicación de exploración. El tamaño del punto se puede cambiar en una escala de tiempo del orden de décimas de segundo o menos, por ejemplo, del orden de decenas de milisegundos, o en alguna otra escala de tiempo.

Un sistema de terapia de partículas de ejemplo puede comprender además las características descritas en la reivindicación 13. El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, bien solas o bien combinadas.

- 25 En un ejemplo, en el patrón de cuadrícula irregular, la separación entre los puntos a explorar varía. El patrón de cuadrícula irregular puede tener un perímetro que corresponde a un perímetro de la sección transversal del objetivo de irradiación. La velocidad de exploración del haz de partículas entre diferentes puntos de la sección transversal del objetivo de irradiación puede ser, en esencia, la misma o puede ser diferente. Por ejemplo, una velocidad de exploración del haz de partículas puede ser diferente entre al menos dos pares de puntos diferentes en la sección transversal del objetivo de irradiación.

30 El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir memoria para almacenar un plan de tratamiento. El plan de tratamiento puede comprender información para definir el patrón de cuadrícula irregular para la sección transversal del objetivo de irradiación, y también para definir patrones de cuadrícula irregular para otras secciones transversales del objetivo de irradiación. Los diferentes patrones de cuadrícula irregular para diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación pueden tener al menos uno de los siguientes: diferentes números de puntos a irradiar, diferentes ubicaciones de los puntos a irradiar, diferentes separaciones entre los puntos a irradiar o diferentes perímetros de patrones.

40 El sistema de exploración puede comprender: un imán para afectar una dirección del haz de partículas para explorar con el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación; y material de dispersión que se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas antes de la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación. El material de dispersión se puede encontrar aguas abajo del haz del imán con respecto al sincrociclotrón. El sistema de exploración también puede comprender un degradador para cambiar una energía del haz antes de la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación. El degradador se puede encontrar aguas abajo del haz del material de dispersión con respecto al sincrociclotrón.

45 El sincrociclotrón puede comprender: una fuente de voltaje para proporcionar un voltaje de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar las partículas de una columna de plasma, donde la cavidad tiene un campo magnético que hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas desde la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad como parte del haz de partículas; y un regenerador para proporcionar un impulso de campo magnético dentro de la cavidad y cambiar de este modo las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se emitan al canal de extracción. El campo magnético puede estar entre 4 Teslas (T) y 20 T y el impulso de campo magnético puede ser como máximo de 2 Teslas.

50 El sistema de terapia de partículas puede comprender un pórtico en el que se montan el sincrociclotrón y el sistema de exploración. El pórtico se puede configurar para mover el sincrociclotrón y al menos parte del sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación. El uno o más dispositivos de procesamiento se pueden programar para efectuar un control que interrumpa el haz de partículas entre la exploración de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación.

Un sistema de terapia de partículas de ejemplo puede comprender además las características según se describen en la reivindicación 15. El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, bien solas o bien combinadas.

5 El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede comprender un degradador para cambiar una energía del haz de partículas antes de explorar la sección transversal del objetivo de irradiación. El degradador se puede encontrar aguas abajo del haz del imán con respecto al sincrociclotrón. Uno o más dispositivos de procesamiento se pueden configurar para controlar el movimiento de una o más partes del degradador para controlar la energía del haz de partículas entre la exploración de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación.

10 En un ejemplo, en el patrón de cuadrícula irregular, la separación entre los puntos a escanear varía. El patrón de cuadrícula irregular puede tener un perímetro que corresponde a un perímetro de la sección transversal del objetivo de irradiación. La velocidad de exploración del haz de partículas entre diferentes puntos en la sección transversal del objetivo de irradiación puede ser, en esencia, la misma o diferente.

15 El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede incluir una memoria para almacenar un plan de tratamiento. El plan de tratamiento puede comprender información para definir el patrón de cuadrícula irregular para la sección transversal del objetivo de irradiación, y también para definir patrones de cuadrícula irregular para diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación. Los diferentes patrones de cuadrícula irregular para diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación pueden tener al menos uno de los siguientes: diferentes números de puntos a irradiar, diferentes ubicaciones de los puntos a irradiar, diferentes separaciones entre los puntos a irradiar o diferentes perímetros de patrones.

20 El sincrociclotrón puede comprender: una fuente de voltaje para proporcionar un voltaje de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar las partículas desde una columna de plasma, donde la cavidad tiene un campo magnético que hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas desde la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad como parte del haz de partículas; y un regenerador para proporcionar un impulso de campo magnético dentro de la cavidad y cambiar de este modo las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se emitan al canal de extracción. El campo magnético puede estar entre 4 Teslas (T) y 20 T y el impulso de campo magnético puede ser como máximo de 2 Teslas. El sistema de terapia de partículas de ejemplo puede comprender un pórtico en el cual se montan el sincrociclotrón y el sistema de exploración. El pórtico se puede configurar para mover el sincrociclotrón y al menos parte del sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación.

25 El uno o más dispositivos de procesamiento se pueden programar para efectuar un control para interrumpir el haz de partículas entre la exploración de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación. La exploración puede ser por tramas, por puntos o una combinación de ambas. El sincrociclotrón puede ser una máquina de energía variable. El uno o más dispositivos de procesamiento se pueden programar para controlar la energía del haz de partículas producido por el sincrociclotrón de energía variable entre la exploración de secciones de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación mediante el control del sincrociclotrón para emitir el haz de partículas con un nivel de energía especificado.

35 Dos o más de las características descritas en esta descripción, incluyendo aquellas descritas en esta sección de resumen, se pueden combinar para formar implementaciones no descritas de forma específica en la presente memoria.

40 El control de los varios sistemas descritos en la presente memoria, o las partes del mismo, se puede implementar por medio de un producto de programa de ordenador que incluye instrucciones que se almacenan en uno o más medios de almacenamiento no transitorios legibles por máquina, y que se pueden ejecutar en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas descritos en la presente memoria, o partes de los mismos, se pueden implementar como un aparato, un método, o un sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones expuestas.

45 Los detalles de una o más implementaciones se describen en los dibujos adjuntos y en la descripción que figura a continuación. Otras características, objetivos y ventajas serán evidentes a partir de la descripción y los dibujos, y a partir de las reivindicaciones.

### Descripción de los dibujos

50 Las Fig. 1 y 2 son unas vistas en sección transversal de un sincrociclotrón de ejemplo para utilizar en un sistema de terapia de partículas.

La Fig. 3 es una vista de perfil de un sistema de exploración de ejemplo.

La Fig. 4 es una vista en perspectiva de los componentes de un sistema de exploración de ejemplo, que excluye el material de dispersión para la variación del tamaño del punto.

- La Fig. 5 es una vista de alzado de un imán de ejemplo para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- La Fig. 6 es una vista en perspectiva de un imán de ejemplo para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- 5 La Fig. 7 es una vista en perspectiva de un modulador de alcance de ejemplo para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- La Fig. 8 es una vista en perspectiva de un degradador de energía de ejemplo para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- 10 La Fig. 9 es una vista de perfil en perspectiva de un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4, que muestra posiciones de ejemplo en las que se pueden colocar los dispersores.
- La Fig. 10 es una vista en perspectiva de un ejemplo de dispersor para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- La Fig. 11 es una vista de perfil de un dispersor de ejemplo para utilizar en un sistema de exploración del tipo mostrado en las Fig. 3 y 4.
- 15 La Fig. 12 es una vista en planta de una abertura de ejemplo.
- La Fig. 13 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo.
- La Fig. 14 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo que tiene una forma irregular, intervalos de puntos de exploración regulares y ubicaciones de puntos de exploración regulares.
- 20 La Fig. 15 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo que tiene una forma irregular, intervalos de puntos de exploración regulares y ubicaciones de puntos de exploración irregulares.
- La Fig. 16 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo que tiene una forma irregular, intervalos de puntos de exploración irregulares y ubicaciones de puntos de exploración regulares.
- La Fig. 17 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo que tiene una forma regular, intervalos de puntos de exploración regulares y ubicaciones de puntos de exploración irregulares.
- 25 La Fig. 18 es una vista en planta de un perímetro de cuadrícula no uniforme de ejemplo que tiene una forma regular, intervalos de puntos de exploración irregulares y ubicaciones de puntos de exploración regulares.
- La Fig. 19 es una vista en planta de un ejemplo de perímetro de cuadrícula no uniforme que tiene una forma irregular y tamaños de puntos de exploración variables.
- La Fig. 20 es una vista en perspectiva de un sistema de terapia de ejemplo.
- 30 La Fig. 21 es una vista en perspectiva estallada de los componentes de un sincrociclotrón de ejemplo para utilizar en el sistema de terapia de partículas.
- La Fig. 22 es una vista en sección transversal del sincrociclotrón de ejemplo.
- La Fig. 23 es una vista en perspectiva del sincrociclotrón de ejemplo.
- 35 La Fig. 24 es una vista en sección transversal de una parte de un carrete invertido de ejemplo y bobinados de bobinas superconductoras para el sincrociclotrón.
- La Fig. 25 es una vista en sección transversal de un conductor de cable en canal de material compuesto de ejemplo para utilizar en los bobinados de bobinas superconductoras.
- La Fig. 26 es una vista en sección transversal de una fuente de iones de ejemplo para utilizar en el sincrociclotrón.
- 40 La Fig. 27 es una vista en perspectiva de una placa dee de ejemplo y un dee ficticio de ejemplo para utilizar en el sincrociclotrón.
- Las Fig. 28, 29 y 30 son vistas en perspectiva de una cámara acorazada de ejemplo para utilizar en el sistema de terapia de partículas.
- La Fig. 31 muestra un paciente colocado dentro de un pórtico interior de ejemplo del sistema de terapia de partículas de ejemplo en una sala de tratamiento.

La Fig. 32 es una vista conceptual de un sistema de terapia de partículas de ejemplo que puede utilizar un acelerador de partículas de energía variable.

La Fig. 33 es una gráfica de ejemplo que muestra la energía y la corriente para variaciones del campo magnético y la distancia en un acelerador de partículas.

- 5 La Fig. 34 es una vista de perfil de una estructura de ejemplo para el voltaje de barrido en una placa dee sobre un rango de frecuencia para cada nivel de energía de un haz de partículas, y para variar el rango de frecuencia cuando la energía del haz de partículas varía.

La Fig. 35 es una vista en perspectiva, estallada de un sistema de imanes de ejemplo que se puede utilizar en un acelerador de partículas de energía variable.

- 10 Símbolos de referencia similares en los diferentes dibujos indican elementos similares.

**Descripción detallada**

- 15 En la presente memoria se describe un ejemplo de un acelerador de partículas para utilizar en un sistema de ejemplo, tal como un sistema de terapia de iones o protones. El sistema de ejemplo incluye un acelerador de partículas - en este ejemplo, un sincrociclotrón - montado en un pórtico. El pórtico permite que el acelerador se gire alrededor de una posición del paciente, según se explica con más detalle a continuación. En algunas implementaciones, el pórtico es de acero y tiene dos patas montadas para la rotación en dos rodamientos respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador de partículas se soporta en un armazón de acero lo suficientemente largo como para abarcar una zona de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que se une en ambos extremos a las patas de rotación del pórtico. Como resultado de la rotación del pórtico alrededor del paciente, el acelerador de partículas también rota.

- 20 En una implementación de ejemplo, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que contiene una bobina superconductor para conducir una corriente que genere un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato utiliza helio líquido (He) para mantener la bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, 4° Kelvin (K). Las piezas polares o yugos magnéticos se sitúan en el interior del criostato, y definen una cavidad en la que las partículas son aceleradas.

- 25 En una implementación de ejemplo, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (por ejemplo, un medidor de iones Penning - fuente PIG) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. El gas de hidrógeno se ioniza para producir la columna de plasma. Una fuente de voltaje proporciona un voltaje de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar las partículas desde la columna de plasma. Según se indica, en este ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. Por consiguiente, el voltaje RF se barre a través de un rango de frecuencias para tener en cuenta los efectos relativistas en las partículas (por ejemplo, el aumento de la masa de las partículas) cuando las partículas se aceleran desde la columna. El campo magnético producido por el paso de la corriente a través de la bobina superconductor hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se aceleren orbitalmente dentro de la cavidad.

- 35 Un regenerador de campo magnético ("regenerador") se coloca cerca del exterior de la cavidad (por ejemplo, en un borde interior de la misma) para ajustar el campo magnético existente en el interior de la cavidad para cambiar de este modo las ubicaciones (por ejemplo, el cabeceo y el ángulo) de las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se emiten a un canal de extracción que pasa a través del criostato. El regenerador puede aumentar el campo magnético en un punto en la cavidad (por ejemplo, puede producir un "impulso" de campo magnético en una zona de la cavidad), haciendo que de este modo cada órbita sucesiva de partículas en ese punto continúe hacia el exterior, hacia el punto de entrada del canal de extracción, hasta que llegue al canal de extracción. El canal de extracción recibe las partículas aceleradas desde la columna de plasma y emite las partículas recibidas desde la cavidad como un haz de partículas.

- 45 Las bobinas superconductoras ("principales") pueden producir campos magnéticos relativamente altos. El campo magnético generado por una bobina principal puede estar dentro de un rango de 4 T a 20 T o más. Por ejemplo, se puede utilizar una bobina principal para generar campos magnéticos en, o que excedan, una o más de las siguientes magnitudes: 4,0 T, 4,1 T, 4,2 T, 4,3 T, 4,4 T, 4,5 T, 4,6 T, 4,7 T, 4,8 T, 4,9 T, 5,0 T, 5,1 T, 5,2 T, 5,3 T, 5,4 T, 5,5 T, 5,6 T, 5,7 T, 5,8 T, 5,9 T, 6,0 T, 6,1 T, 6,2 T, 6,3 T, 6,4 T, 6,5 T, 6,6 T, 6,7 T, 6,8 T, 6,9 T, 7,0 T, 7,1 T, 7,2 T, 7,3 T, 7,4 T, 7,5 T, 7,6 T, 7,7 T, 7,8 T, 7,9 T, 8,0 T, 8,1 T, 8,2 T, 8,3 T, 8,4 T, 8,5 T, 8,6 T, 8,7 T, 8,8 T, 8,9 T, 9,0 T, 9,1 T, 9,2 T, 9,3 T, 9,4 T, 9,5 T, 9,6 T, 9,7 T, 9,8 T, 9,9 T, 10,0 T, 10,1 T, 10,2 T, 10,3 T, 10,4 T, 10,5 T, 10,6 T, 10,7 T, 10,8 T, 10,9 T, 11,0 T, 11,1 T, 11,2 T, 11,3 T, 11,4 T, 11,5 T, 11,6 T, 11,7 T, 11,8 T, 11,9 T, 12,0 T, 12,1 T, 12,2 T, 12,3 T, 12,4 T, 12,5 T, 12,6 T, 12,7 T, 12,8 T, 12,9 T, 13,0 T, 13,1 T, 13,2 T, 13,3 T, 13,4 T, 13,5 T, 13,6 T, 13,7 T, 13,8 T, 13,9 T, 14,0 T, 14,1 T, 14,2 T, 14,3 T, 14,4 T, 14,5 T, 14,6 T, 14,7 T, 14,8 T, 14,9 T, 15,0 T, 15,1 T, 15,2 T, 15,3 T, 15,4 T, 15,5 T, 15,6 T, 15,7 T, 15,8 T, 15,9 T, 16,0 T, 16,1 T, 16,2 T, 16,3 T, 16,4 T, 16,5 T, 16,6 T, 16,7 T, 16,8 T, 16,9 T, 17,0 T, 17,1 T, 17,2 T, 17,3 T, 17,4 T, 17,5 T, 17,6 T, 17,7 T, 17,8 T, 17,9 T, 18,0 T, 18,1 T, 18,2 T, 18,3 T, 18,4 T, 18,5 T, 18,6 T, 18,7 T, 18,8 T, 18,9 T, 19,0 T, 19,1 T, 19,2 T, 19,3 T, 19,4 T, 19,5 T, 19,6 T, 19,7 T, 19,8 T, 19,9 T, 20,0 T, 20,1 T, 20,2 T, 20,3 T, 20,4 T, 20,5 T, 20,6 T, 20,7 T, 20,8 T, 20,9 T o más. Además, se puede utilizar una

bobina principal para generar campos magnéticos que estén dentro del rango de 4 T a 20 T (o más) y que no estén listados de forma específica arriba.

En algunas implementaciones, tal como la que se muestra en las Fig. 1 y 2, los grandes yugos magnéticos ferromagnéticos actúan como un retorno del 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, 4 T o más, lo que da como resultado considerables campos magnéticos dispersos. En algunos sistemas, tal como el que se muestra en las Fig. 1 y 2, se utiliza un yugo de retorno ferromagnético 82 relativamente grande como un retorno del campo magnético generado por las bobinas superconductoras. Un escudo magnético rodea el yugo. El yugo de retorno y el escudo juntos disipan el campo magnético disperso, reduciendo de este modo la posibilidad de que los campos magnéticos dispersos afecten negativamente al funcionamiento del acelerador.

En algunas implementaciones, el yugo de retorno y el escudo se pueden reemplazar por, o aumentar mediante, un sistema de retorno activo. Un sistema de retorno activo de ejemplo incluye una o más bobinas de retorno activo que conducen la corriente en dirección opuesta a la corriente a través de las principales bobinas superconductoras. En algunas implementaciones de ejemplo, hay una bobina de retorno activo por cada bobina superconductora, por ejemplo, dos bobinas de retorno activo - una para cada bobina superconductora (denominada como bobina "principal"). Cada bobina de retorno activo también puede ser una bobina superconductora que rodea el exterior de la correspondiente bobina superconductora principal.

La corriente pasa a través de las bobinas de retorno activo en una dirección que es opuesta a la dirección de la corriente que pasa por las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activo genera por lo tanto 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 es capaz de disipar al menos parte del relativamente fuerte campo magnético disperso que resulta de la correspondiente bobina principal. En algunas implementaciones, cada retorno activo se puede utilizar para generar un campo magnético de entre 2,5 T y 12 T o más. Un ejemplo de un sistema de retorno activo que se puede utilizar se describe en la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/907.601, presentada el 31 de mayo de 2013, cuyos contenidos se incorporan en la presente memoria por referencia.

Con 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) se encuentra un sistema de exploración de ejemplo 106 que se puede utilizar para explorar el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. La Fig. 4 muestra ejemplos de los componentes del sistema de exploración que incluye un imán de exploración 108, una cámara de iones 109 y un degradador de energía 110. Otros componentes del sistema de exploración no se muestran en la Fig. 4, incluyendo los dispersores para cambiar el tamaño del punto del haz. Estos componentes se muestran en otras figuras y se describen a continuación.

En un funcionamiento de ejemplo, el imán de exploración 108 se puede controlar en dos dimensiones (por ejemplo, dimensiones cartesianas XY) para dirigir el haz de partículas a través de una parte (por ejemplo, una sección transversal) de un objetivo de irradiación. La cámara de iones 109 detecta la dosis del haz y devuelve esa información a un sistema de control. El degradador de energía 110 se puede controlar (por ejemplo, mediante uno o más programas informáticos ejecutables en uno o más dispositivos de procesamiento) para mover el material dentro y fuera 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.

Las Fig. 5 y 6 muestran vistas de un imán de exploración 108 de ejemplo. El imán de exploración 108 incluye dos bobinas 111, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección X, y dos bobinas 112, que controlan el movimiento del haz de partículas en la dirección Y. El control se logra, en algunas implementaciones, variando la corriente a través de uno o ambos juegos de bobinas para variar de este modo el campo o campos magnéticos producidos de este modo. Variando el campo o campos magnéticos adecuadamente, el haz de partículas se puede mover en la dirección X y/o Y a través del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el imán de exploración no se puede mover físicamente con respecto al acelerador de partículas. En otras implementaciones, el imán de exploración se puede mover con respecto al acelerador (por ejemplo, además del movimiento proporcionado por el pórtico).

En este ejemplo, la cámara de iones 109 detecta la dosis aplicada por el haz de partículas al detectar los números de pares de iones creados dentro de un gas causado por la radiación incidente. Los números de pares de iones corresponden a la dosis proporcionada por el haz de partículas. Esa información es retroalimentada a un sistema informático que controla el funcionamiento del sistema de terapia de partículas. El sistema informático (no mostrado), que puede incluir memoria y uno o más dispositivos de procesamiento, determina si la dosis detectada por la cámara de iones es la dosis prevista. Si la dosis no es la prevista, el sistema informático puede controlar el acelerador para interrumpir la producción y/o emisión del haz de partículas, y/o controlar el imán de exploración para evitar emitir el haz de partículas al objetivo de irradiación.

La Fig. 7 muestra un modulador de alcance 115, que es una implementación de ejemplo del degradador de energía 110. En algunas implementaciones, tal como la que se muestra en la Fig. 7, el modulador de alcance incluye una serie

de placas 116. Las placas se pueden fabricar de uno o más de los siguientes materiales de ejemplo: carbono, berilio u otro material de bajo número atómico. Sin embargo, se pueden utilizar otros materiales en lugar de, o además de, estos materiales de ejemplo.

5 Una o más de las placas se puede mover dentro o fuera de la trayectoria del haz para afectar de este modo la energía del haz de partículas y, por lo tanto, la profundidad de penetración del haz de partículas dentro del objetivo de irradiación. Por ejemplo, cuantas más placas se muevan en la trayectoria del haz de partículas, más energía será absorbida por las placas, y menos energía tendrá el haz de partículas. Por el contrario, cuantas menos placas se muevan en la trayectoria del haz de partículas, menos energía será absorbida por las placas, y más energía tendrá el haz de partículas. Los haces de partículas de mayor energía penetran más profundamente en el objetivo de irradiación que los haces de partículas de menor energía. En este contexto, "mayor" y "menor" se entienden como términos relativos y no tienen ninguna connotación numérica específica.

15 Las placas se mueven físicamente dentro y fuera de la trayectoria del haz de partículas. Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 8, una placa 116a se mueve a lo largo de la dirección de la flecha 117 entre las posiciones en la trayectoria del haz de partículas y fuera de la trayectoria del haz de partículas. Las placas se controlan por ordenador. Generalmente, el número de placas que se mueven en la trayectoria del haz de partículas corresponde a la profundidad a la que se va a realizar la exploración de un objetivo de irradiación. Por ejemplo, el objetivo de irradiación se puede dividir en secciones transversales, cada una de las cuales corresponde a una profundidad de irradiación. Una o más placas del modulador de alcance se pueden mover dentro o fuera de la trayectoria del haz hacia el objetivo de irradiación para lograr la energía apropiada para irradiar cada una de estas secciones transversales del objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el modulador de alcance no gira con el acelerador, sino que más bien permanece en su lugar y mueve las placas dentro y fuera de la trayectoria del haz.

25 En algunas implementaciones, se establece un plan de tratamiento antes de tratar el objetivo de irradiación. El plan de tratamiento puede especificar la forma en que se debe realizar la exploración para un objetivo de irradiación en particular. En algunas implementaciones, el plan de tratamiento especifica la siguiente información: un tipo de exploración (por ejemplo, exploración por puntos o exploración por tramas); ubicaciones de exploración (por ejemplo, ubicaciones de los puntos a explorar); corriente del imán por ubicación de exploración; dosis por punto, tamaño del punto; ubicaciones (por ejemplo, profundidades) de las secciones transversales del objetivo de irradiación; energía del haz de partículas por sección transversal; placas a mover en la trayectoria del haz para cada energía del haz de partículas; y así sucesivamente. Generalmente, la exploración por puntos implica la aplicación de la irradiación en puntos separados en un objetivo de irradiación y la exploración por tramas implica el movimiento de un punto de radiación a través del objetivo de radiación. Por lo tanto, el concepto de tamaño del punto se aplica tanto para la exploración por tramas como para la exploración por puntos.

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

40 Se pueden insertar uno o más dispersores en uno o más puntos de la trayectoria del haz de partículas para cambiar el tamaño del punto de exploración antes de emitir al objetivo de irradiación. Por ejemplo, en algunas implementaciones, uno o más dispersores se pueden mover dentro o fuera de la trayectoria del haz aguas abajo del haz del imán de exploración, pero antes (aguas arriba del haz) del degradador de energía. Con referencia a la Fig. 9, por ejemplo, un dispersor 120 se puede mover dentro o fuera de la trayectoria del haz en la ubicación 122 o en la ubicación 123. En otras implementaciones, los dispersores se pueden colocar en diferentes o múltiples ubicaciones entre el imán 108 y el degradador de energía 110. Por ejemplo, puede haber uno o más dispersores colocados inmediatamente aguas abajo del haz del imán y uno o más dispersores colocados inmediatamente aguas arriba del haz del degradador de energía. En todavía otras implementaciones, uno o más dispersores se pueden colocar en la trayectoria del haz tanto aguas arriba del haz del imán como aguas abajo del haz del degradador. El uno o más dispersores colocados en la trayectoria del haz aguas arriba del haz del imán o aguas abajo del haz del degradador pueden estar solos, combinados, o combinados con uno o más dispersores en la trayectoria del haz entre el imán y el degradador de energía.

50 Los dispersores de ejemplo se pueden fabricar de uno o más de los siguientes materiales de dispersión de ejemplo: plomo, latón o materiales similares. Sin embargo, se pueden utilizar otros materiales en lugar de, o además de, estos materiales de dispersión de ejemplo.

55 En algunas implementaciones, los dispersores pueden ser placas que tienen el mismo o diferente espesor, y pueden ser similares en su construcción a las placas del degradador de energía mostrado en la Fig. 7. Cada una de dichas placas puede introducir una cantidad de dispersión en el haz de partículas, aumentando de este modo el tamaño del punto del haz de partículas con respecto al tamaño del punto del haz que surgió del canal de extracción. En algunas implementaciones, cuantas más placas se introduzcan en el haz de partículas, mayor será el punto del haz de partículas.



5 En algunas implementaciones, tal como las implementaciones basadas en placas descritas anteriormente, los dispersores pueden suplantar a los degradadores de energía. Por ejemplo, además de realizar la dispersión, los dispersores también pueden absorber la energía del haz, afectando de este modo la emisión de energía final del haz sin la utilización de degradadores de energía aguas abajo del haz o aguas arriba del haz de los dispersores. En dichas implementaciones de ejemplo, los dispersores se pueden controlar por ordenador de la misma manera que los degradadores de energía descritos anteriormente para proporcionar tanto un nivel adecuado de dispersión del haz como una cantidad apropiada de degradación de la energía del haz. Por consiguiente, en algunas implementaciones, no se utilizan degradadores de energía separados.

10 En algunas implementaciones, tanto los dispersores como uno o más degradadores de energía se utilizan para afectar la energía de salida del haz de partículas. Por ejemplo, en una implementación, los dispersores se pueden utilizar para reducir la energía del haz a un determinado nivel, y el degradador de energía se puede utilizar para proporcionar una mayor reducción de la energía del haz, o viceversa. Dichas implementaciones pueden permitir la reducción del tamaño del degradador de energía. En algunas implementaciones, los dispersores pueden proporcionar un nivel más fino de degradación de energía que el degradador de energía, o viceversa, permitiendo de este modo que uno u otro de los dispersores o el degradador de energía proporcione un ajuste del nivel de energía del haz fino y que el otro de los dispersores o el degradador de energía proporcione un ajuste del nivel de energía del haz grueso (donde grueso y fino son términos relativos, y no tienen ninguna connotación numérica particular).

20 En algunas implementaciones, cada dispersor puede ser una rueda u otra estructura que pueda girar, que se dispone o bien dentro de la trayectoria del haz o bien se puede mover dentro, o fuera de, la trayectoria del haz. La estructura puede tener un espesor variable que varía desde un espesor máximo a un espesor mínimo, lo que produce diferentes cantidades de dispersión y, por lo tanto, diferentes tamaños de puntos del haz. La estructura se puede mover con respecto al haz para colocar uno de los múltiples espesores en la trayectoria del haz. Normalmente, si es una rueda, la estructura está desplazada, de modo que los bordes de la rueda, que tienen diferentes espesores, impactan en el haz de partículas durante la rotación. Dichos dispersores de ejemplo se pueden fabricar de uno o más de los siguientes materiales de ejemplo: plomo, latón o materiales similares. Sin embargo, se pueden utilizar otros materiales en lugar de, o además de, estos materiales de dispersión de ejemplo.

30 En una implementación de ejemplo, la estructura puede ser una cuña de espesor variable que puede girar que tiene una forma similar a una rueda. La estructura dispersa el haz de partículas, variando de este modo el tamaño del punto del haz durante la exploración. Las partes más gruesas de la estructura proporcionan más dispersión (y por lo tanto aumentan más el tamaño de los puntos) que las partes más finas de la estructura. En algunas implementaciones, la estructura puede no contener material en un punto donde el haz de partículas está destinado a pasar sin ninguna dispersión (por ejemplo, aumento del tamaño del punto). En algunas implementaciones, la estructura se puede mover fuera de la trayectoria del haz. Con referencia a la Fig. 10, en algunas implementaciones, la estructura 124 puede tener un espesor que varía de forma continua para permitir de este modo la dispersión a lo largo de un continuo variable y permitir de este modo un rango continuo de tamaños de puntos. En el ejemplo de la Fig. 10, el espesor varía de forma continua desde un espesor mínimo 126 hasta un espesor máximo 125. Con referencia a la Fig. 11, en algunas implementaciones, los espesores de la estructura pueden variar por pasos, para permitir cantidades distintas de dispersión. En el ejemplo de la Fig. 11, el espesor varía en pasos desde un espesor mínimo 129 hasta un espesor máximo 128.

40 Cualquiera de los dispersores de ejemplo descritos en la presente memoria que incluyen, pero no se limitan a, las implementaciones basadas en ruedas de ejemplo descritas anteriormente, se pueden utilizar también para afectar la energía del haz, reduciendo de este modo la necesidad de, o eliminando la necesidad de, un degradador de energía diferente. Como también fue en el caso anterior, cualquier dispersor se puede utilizar junto con el degradador de energía para proporcionar diferentes reducciones del nivel de energía y/o reducción de energía gruesa/fina.

45 En algunas implementaciones, los tamaños de puntos de ejemplo pueden variar entre 4 mm y 30 mm sigma o entre 6 mm y 15 mm sigma. Sin embargo, se pueden implementar otros tamaños de puntos en lugar de, o además de, estos tamaños de puntos de ejemplo.

50 En algunas implementaciones, un único o más dispersores del tipo mostrado en la Fig. 9, del tipo mostrado en la Fig. 10, o del tipo mostrado en la Fig. 11 se pueden colocar aguas arriba del haz del imán, aguas abajo del haz del imán y aguas arriba del haz del degradador de energía, y/o aguas abajo del haz del degradador de energía. En algunas implementaciones, cualesquiera combinaciones de dispersores del tipo mostrado en la Fig. 9, del tipo mostrado en la Fig. 10, y del tipo mostrado en la Fig. 11 se pueden colocar aguas arriba del haz del imán, aguas abajo del haz del imán y aguas arriba del haz del degradador de energía, y/o aguas abajo del haz del degradador de energía.

55 Generalmente, los dispersores mecánicos, que mueven el material de dispersión dentro o fuera de la trayectoria del haz de partículas, tienen un tiempo de respuesta del orden de décimas de segundo(s), por ejemplo, 0,1 s, 0,2 s, 0,3 s, 0,4 s, 0,5 s, 0,6 s, 0,7 s, 0,8 s, 0,9 s o más largo. Es decir, dichos dispersores se pueden controlar por ordenador, y la cantidad de tiempo para mover físicamente el material de dispersión dentro o fuera del haz de partículas, puede estar en la escala de tiempo de décimas de segundo, y a veces más largo. En algunas implementaciones, los dispersores de ejemplo de las Fig. 9, 10 y 11 tienen un tiempo de respuesta del orden de las décimas de segundo, por

ejemplo, 0,1, 0,2, 0,3, 0,4, 0,5, 0,6, 0,7, 0,8, 0,9 o más largo. No obstante, en particular en algunas implementaciones, los dispersores de ejemplo de las Fig. 9, 10 y 11 pueden tener un tiempo de respuesta inferior a 0,1 s.

5 En algunas implementaciones, se pueden utilizar dispersores piezoeléctricos en lugar de, o además de, los dispersores mecánicos descritos anteriormente. Un dispersor piezoeléctrico se puede fabricar de un material de dispersión piezoeléctrica, el cual se dispone en la trayectoria del haz de tal forma que la aplicación del voltaje aplicado al dispersor piezoeléctrico haga que el dispersor piezoeléctrico aumente el espesor en la dirección longitudinal del haz de partículas. Por el contrario, la aplicación de un voltaje diferente hace que el dispersor piezoeléctrico disminuya en espesor en la dirección longitudinal del haz de partículas. De esta manera, el espesor del material de dispersión, y por lo tanto la cantidad de dispersión producida de este modo, se puede variar. Al igual que en el caso anterior, las variaciones en la cantidad de dispersión dan como resultado variaciones en el tamaño del punto de exploración (por ejemplo, cuanta más dispersión, más grande es el punto). Como también fue el caso anterior, un dispersor piezoeléctrico se puede controlar por ordenador. En algunas implementaciones, un dispersor piezoeléctrico puede tener un tiempo de respuesta del orden de decenas de milisegundos, por ejemplo, 10 ms, 20 ms, 30 ms, 40 ms, 50 ms, 60 ms, 70 ms, 80 ms, 90 ms o más largo en algunas implementaciones.

15 En algunas implementaciones, uno o más dispersores piezoeléctricos se pueden colocar bien aguas arriba del haz del imán, bien aguas abajo del haz del imán y aguas arriba del haz del degradador de energía, y/o aguas abajo del haz del degradador de energía. En algunas implementaciones, se pueden utilizar combinaciones de uno o más dispersores piezoeléctricos con uno o más dispersores del tipo mostrado en la Fig. 9, del tipo mostrado en la Fig. 10, y/o del tipo mostrado en la Fig. 11 colocados bien aguas arriba del haz del imán, bien aguas abajo del haz del imán y aguas arriba del haz del degradador de energía, y/o aguas abajo del haz del degradador de energía. Por consiguiente, en algunas implementaciones, se pueden situar uno o más dispersores piezoeléctricos, bien solos o bien con uno o más dispersores del tipo mostrado en la Fig. 9, del tipo mostrado en la Fig. 10, y/o del tipo mostrado en la Fig. 11 aguas arriba del haz del imán, aguas abajo del haz del imán y aguas arriba del haz del degradador de energía, y/o aguas abajo del haz del degradador de energía.

25 En algunas implementaciones, el tamaño del punto se puede cambiar durante el tratamiento de una sección transversal del objetivo de irradiación, o entre el tratamiento de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el tamaño del punto se puede cambiar entre la irradiación de diferentes zonas en la misma sección transversal de un objetivo de irradiación, por ejemplo, el tamaño del punto se puede cambiar entre puntos adyacentes. Por lo tanto, en algunas implementaciones, se pueden hacer cambios en el tamaño del punto de un punto a otro. En algunas implementaciones, el tamaño del punto permanece constante para una sección transversal del objetivo de irradiación, y se cambia entre diferentes secciones transversales. En algunas implementaciones, el tamaño del punto permanece constante para una sección transversal del objetivo de irradiación, y sólo se cambia entre diferentes secciones transversales. En algunas implementaciones, el tamaño del punto puede diferir en diferentes zonas de la misma sección transversal. Por lo general, los cambios en el tamaño del punto se pueden especificar en el plan de tratamiento para el objetivo de irradiación y/o en los planes de tratamiento para las secciones transversales del objetivo de irradiación.

40 En algunas implementaciones, el sistema de exploración puede incluir un colimador 127 (Fig. 3) para colimar el haz de partículas, y una abertura (no mostrada) que se puede colocar con respecto al objetivo de irradiación para limitar el alcance del haz de partículas y, por lo tanto, la forma del punto aplicado al objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el tamaño del punto se puede controlar en función de si el sistema de terapia de partículas incluye una o más de esas características. Por ejemplo, se puede colocar una abertura en la trayectoria del haz aguas abajo del haz del degradador de energía y antes de que el haz de partículas golpee el objetivo de irradiación. La abertura, tal como la abertura 129 de la Fig. 12, puede contener una zona (por ejemplo, un agujero 130) a través de la cual pasa el haz de partículas y otro material 131 que define el agujero que impide el paso del haz de partículas. Por lo tanto, en algunas implementaciones, la abertura define el tamaño del punto. En dichas implementaciones, en presencia de una abertura y dependiendo del tamaño y tipo de la misma, el ordenador que implementa el plan de tratamiento puede determinar no controlar el tamaño del punto, al menos parte del tiempo (por ejemplo, cuando el punto del acelerador de partículas - el tamaño del punto nativo - es más grande que el agujero de la abertura).

50 En algunas implementaciones, el plan de tratamiento para un objetivo de irradiación puede no ser uniforme (por ejemplo, irregular). En este sentido, tradicional y particularmente en los sistemas de exploración por puntos, los planes de tratamiento definen cuadrículas regulares (por ejemplo, rectangulares) para un objetivo de irradiación. La cuadrícula regular incluye un patrón regular de ubicaciones objetivo uniformemente separadas a las que se deben aplicar puntos de irradiación. Sin embargo, en la mayoría de los casos, la parte (por ejemplo, la sección transversal) del objetivo de irradiación que se va a tratar no tiene una forma que corresponda a la de la cuadrícula regular. Por consiguiente, en las ubicaciones de la cuadrícula regular que están fuera del objetivo de irradiación, el haz de partículas se interrumpe o se dirige de modo que el haz de partículas no se aplica en esas ubicaciones.

60 En el sistema de terapia de partículas de ejemplo descrito en la presente memoria, un plan de tratamiento puede especificar la exploración de acuerdo con una cuadrícula no uniforme. Varias características del sistema de terapia de partículas se pueden controlar por ordenador (por ejemplo, uno o más dispositivos de procesamiento) para implementar la exploración a lo largo de una red no uniforme. Una cuadrícula no uniforme puede tener un patrón de cuadrícula irregular que corresponde (por ejemplo, sigue, en esencia) el perímetro de un objetivo de irradiación. Por

ejemplo, la cuadrícula no uniforme puede tener puntos dispuestos dentro de un perímetro que, en esencia, sigue el perímetro de una sección transversal del objetivo a irradiar utilizando un plan de tratamiento particular. En la Fig. 13 se muestra un ejemplo de un perímetro irregular 132 para una cuadrícula no uniforme. El perímetro es normalmente de forma irregular (por ejemplo, no poligonal, no circular, no ovalada, etc.) para seguir la forma normalmente irregular de la sección transversal del objetivo de irradiación. Sin embargo, en algunos casos, la cuadrícula no uniforme puede tener un perímetro regular (por ejemplo, poligonal, circular, ovalado, etc.), por ejemplo, si ese perímetro corresponde al perímetro del objetivo de irradiación.

La cuadrícula no uniforme puede incluir ubicaciones de puntos (por ejemplo, ubicaciones a irradiar) que se encuentran a intervalos regulares o ubicaciones dentro del perímetro o que se encuentran a intervalos irregulares o ubicaciones dentro del perímetro. En este contexto, un "intervalo" se refiere a un espacio entre los puntos y una "ubicación" se refiere a un lugar en el objetivo donde se aplica un punto. De este modo, por ejemplo, los puntos se pueden explorar en líneas, que son ubicaciones regulares, pero a intervalos irregulares. También, por ejemplo, los puntos se pueden explorar de modo que tengan la misma separación, que son intervalos regulares, pero que están en ubicaciones irregulares. Los ejemplos se muestran en las figuras.

Por ejemplo, la Fig. 14 muestra un ejemplo de cuadrícula no uniforme que tiene un perímetro irregular 133 y que tiene ubicaciones de puntos 134 que se encuentran a intervalos regulares y en ubicaciones regulares. La Fig. 15 muestra un ejemplo de cuadrícula no uniforme 135 que tiene un perímetro irregular y que tiene ubicaciones de puntos 136 que se encuentran a intervalos regulares y en ubicaciones irregulares. La Fig. 16 muestra un ejemplo de cuadrícula no uniforme 137 que tiene un perímetro irregular y que tiene ubicaciones de puntos 138 que se encuentran en intervalos irregulares y en ubicaciones regulares. La Fig. 17 muestra un ejemplo de cuadrícula no uniforme que tiene un perímetro regular 139 (por ejemplo, un rectángulo) y que tiene ubicaciones de puntos 140 que se encuentran a intervalos regulares y en ubicaciones irregulares. La Fig. 18 muestra un ejemplo de cuadrícula no uniforme que tiene un perímetro regular 141 y que tiene ubicaciones de puntos 142 que se encuentran a intervalos irregulares y en ubicaciones regulares. Un sistema informático que controla el sistema de terapia de partículas también puede controlar el imán de exploración 108 u otros elementos del sistema de exploración de acuerdo con el plan de tratamiento para producir una exploración de cuadrícula no uniforme. También se pueden utilizar otros tipos de cuadrículas no uniformes para la exploración.

Al implementar una exploración de cuadrícula no uniforme, el sistema de terapia de partículas de ejemplo descrito en la presente memoria reduce la necesidad de interrumpir o redirigir el haz de partículas durante la exploración. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el haz de partículas se interrumpe entre la exploración de diferentes secciones transversales de profundidad de un objetivo de irradiación. En algunas implementaciones, el haz de partículas sólo se interrumpe entre la exploración de diferentes secciones transversales de profundidad de un objetivo de irradiación. De este modo, por ejemplo, durante la irradiación de una sección transversal de profundidad particular del objetivo de irradiación, el haz de partículas no necesita ser interrumpido o redirigido con el fin de no golpear el objetivo.

Un plan de tratamiento puede especificar, para un objetivo de irradiación o una sección transversal del mismo, una cuadrícula no uniforme a explorar y tamaños de punto en cada lugar de exploración de la cuadrícula no uniforme. Los elementos del sistema de terapia de partículas, incluyendo el sistema de exploración, se pueden entonces controlar por ordenador para explorar la sección transversal de acuerdo con la cuadrícula no uniforme y el tamaño del punto variable. Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 19, la exploración se puede realizar de modo que, en un perímetro 144 de una sección transversal irregular, se depositen puntos más pequeños 145 con una densidad relativamente alta. En una región interior de la sección transversal irregular, los puntos más grandes 146 se pueden depositar con una densidad que sea inferior a la densidad de los puntos depositados en el perímetro. Como resultado, la sección transversal del objetivo de irradiación se puede explorar con mayor precisión con o sin la utilización de aberturas y sin interrumpir o redirigir el haz de partículas.

En algunas implementaciones, la exploración se realiza con la misma velocidad de un punto a otro. En algunas implementaciones, la exploración por tramas se puede realizar utilizando un tamaño del punto variable y una cuadrícula de exploración no uniforme. El control sobre los diversos componentes del sistema de terapia de partículas es similar al control realizado para implementar la exploración por puntos utilizando estas características.

Diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación se pueden explorar de acuerdo con diferentes planes de tratamiento. Según se ha descrito anteriormente, en algunos ejemplos, el degradador de energía se utiliza para controlar la profundidad de exploración. En algunas implementaciones, el haz de partículas se puede interrumpir o redirigir durante la configuración del degradador de energía. En otras implementaciones, esta necesidad no es el caso.

En la presente memoria se describen ejemplos de secciones transversales de tratamiento de un objetivo de irradiación. Generalmente son secciones transversales que son perpendiculares a la dirección del haz de partículas. Sin embargo, los conceptos descritos en la presente memoria son igualmente aplicables para tratar otras partes de un objetivo de irradiación que no sean secciones transversales perpendiculares a la dirección del haz de partículas. Por ejemplo, un objetivo de irradiación se puede segmentar en volúmenes esféricos, cúbicos u otros volúmenes con forma, y esos volúmenes tratados de acuerdo con los conceptos descritos en la presente memoria.

Los procesos descritos en la presente memoria se pueden utilizar con un acelerador de una única partícula, y cualesquiera dos o más de las características del mismo descritas en la presente memoria se pueden utilizar con el acelerador de una única partícula. El acelerador de partículas se puede utilizar en cualquier tipo de aplicación médica o no médica. A continuación, se proporciona un ejemplo de un sistema de terapia de partículas que se puede utilizar.

5 En particular, los conceptos descritos en la presente memoria se pueden utilizar en otros sistemas no descritos de forma específica.

Con referencia a la Fig. 20, un ejemplo de implementación de un sistema de terapia de radiación de partículas cargadas 500 incluye un acelerador de partículas productoras de haz 502 que tiene un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños como para permitir su montaje en un pórtico giratorio 504, con su salida dirigida directamente (es decir, esencialmente de forma directa) desde el alojamiento del acelerador hacia un paciente 506. El acelerador de partículas 502 también incluye un sistema de exploración de un tipo descrito en la presente memoria (por ejemplo, las Fig. 3 a 19).

En algunas implementaciones, el pórtico de acero tiene dos patas 508, 510 montadas para la rotación en dos rodamientos 512, 514 respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador se soporta mediante un armazón de acero 516 que es lo suficientemente largo como para abarcar un área de tratamiento 518 en la que el paciente se tumba (por ejemplo, el doble de larga que una persona alta, para permitir que la persona se gire por completo dentro del espacio con cualquier área objetivo deseada del paciente que permanece en la línea del haz) y se une de forma estable en ambos extremos a las patas de rotación del pórtico.

En algunos ejemplos, la rotación del pórtico se limita a un rango 520 de menos de 360 grados, por ejemplo, unos 180 grados, para permitir que un piso 522 se extienda desde una pared de la cámara acorazada 524 que aloja el sistema de terapia hacia el área de tratamiento del paciente. El rango de rotación limitado del pórtico también reduce el espesor requerido de algunas de las paredes (que no están directamente alineadas con el haz, por ejemplo, la pared 530), que proporcionan protección contra la radiación a las personas que se encuentran fuera de la zona de tratamiento. Un rango de 180 grados de rotación del pórtico es suficiente para cubrir todos los ángulos de enfoque del tratamiento, pero puede ser útil proporcionar un mayor rango de desplazamiento. Por ejemplo, el rango de rotación puede estar entre 180 y 330 grados y todavía proporcionar espacio libre para el espacio físico de la terapia.

El eje de rotación horizontal 532 del pórtico se sitúa nominalmente a un metro por encima del piso, donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este piso se coloca aproximadamente 3 metros por encima del piso inferior de la cámara acorazada apantallada del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar bajo el piso elevado para el suministro de los haces de tratamiento desde abajo del eje de rotación. La camilla de paciente se mueve y gira en un plano, en esencia, horizontal paralelo al eje de rotación del pórtico. La camilla puede girar a través de un rango 534 de aproximadamente 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de rangos y grados de libertad de rotación del paciente y del pórtico permiten al terapeuta seleccionar prácticamente cualquier ángulo de aproximación para el haz. Si es necesario, se puede colocar al paciente en la camilla en la orientación opuesta y a continuación se pueden utilizar todos los ángulos posibles.

En algunas implementaciones, el acelerador utiliza una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy alta. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un aumento en el campo magnético que se le aplica, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy alto permite que el acelerador se fabrique más pequeño y ligero. El sincrociclotrón utiliza un campo magnético que es uniforme en el ángulo de rotación y que disminuye en intensidad a medida que aumenta el radio. Una forma de campo de este tipo se puede lograr independientemente de la magnitud del campo magnético, por lo que en teoría no hay un límite superior para la intensidad del campo magnético (y por lo tanto la energía de la partícula resultante en un radio fijo) que se puede utilizar en un sincrociclotrón.

El sincrociclotrón se soporta en el pórtico de modo que el haz se genere directamente en línea con el paciente. El pórtico permite la rotación del ciclotrón alrededor de un eje de rotación horizontal que contiene un punto (isocentro 540) dentro o cerca del paciente. El armazón partido, que es paralelo al eje de rotación, soporta el ciclotrón en ambos lados.

Debido a que el rango de rotación del pórtico es limitado, una zona de soporte del paciente se puede adaptar en una amplia zona alrededor del isocentro. Debido a que el piso se puede extender ampliamente alrededor del isocentro, se puede colocar una mesa de soporte para el paciente para que se mueva en relación con y rote alrededor de un eje vertical 542 a través del isocentro de modo que, mediante una combinación de rotación del pórtico y movimiento y rotación de la mesa, se pueda lograr cualquier ángulo de dirección del haz en cualquier parte del paciente. Los dos brazos del pórtico están separados por más del doble de la altura de un paciente alto, lo que permite que la camilla con el paciente gire y se traslade en un plano horizontal por encima del piso elevado.

La limitación del ángulo de rotación del pórtico permite una reducción del espesor de al menos una de las paredes que rodean la sala de tratamiento. Las paredes gruesas, normalmente construidas de hormigón, proveen protección contra la radiación a las personas fuera de la sala de tratamiento. Una pared aguas abajo de un haz de protones de detención puede ser aproximadamente dos veces más gruesa que una pared en el extremo opuesto de la habitación

para proporcionar un nivel equivalente de protección. La limitación del rango de rotación del pórtico permite que la sala de tratamiento se ubique por debajo del nivel de tierra en tres lados, al tiempo que permite una zona ocupada adyacente a la pared más delgada reduciendo el coste de construcción de la sala de tratamiento.

5 En la implementación de ejemplo mostrada en la Fig. 20, el sincrociclotrón superconductor 502 funciona con un campo magnético de pico en un hueco polar del sincrociclotrón de 8,8 Teslas. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tiene una energía de 250 MeV. En otras implementaciones la intensidad de campo podría estar en el rango de 4 T a 20 T y la energía de los protones podría estar en el rango de 150 a 300 MeV; sin embargo, la intensidad y la energía del campo no están limitadas a estos rangos.

10 El sistema de terapia de radiación descrito en este ejemplo se utiliza para la terapia de radiación con protones, pero los mismos principios y detalles se pueden aplicar en sistemas análogos para utilizar en sistemas de tratamiento con iones pesados (iones).

15 Según se muestra en las Fig. 1, 2, 21, 22 y 23, un sincrociclotrón 10 de ejemplo (por ejemplo, 502 en la Fig. 1) incluye un sistema de imanes 12 que contiene una fuente de partículas 90, un sistema de accionamiento por radiofrecuencia 91 y un sistema de extracción de haces 38. El campo magnético establecido por el sistema de imanes tiene una forma apropiada para mantener el foco de un haz de protones contenido utilizando una combinación de un par dividido de bobinas superconductoras anulares 40, 42 y un par de caras polares ferromagnéticas conformadas 44, 46 (por ejemplo, acero de bajo carbono).

20 Las dos bobinas magnéticas superconductoras se centran en un eje común 47 y se separan a lo largo del eje. Según se muestra en las Fig. 24 y 25, las bobinas están formadas por filamentos superconductores de 0,8 mm de diámetro basados en Nb<sub>3</sub>Sn 48 (que inicialmente comprenden un núcleo de niobio-estaño rodeado por una cubierta de cobre) desplegados en una geometría de conductor de cable-en-canal trenzado. Después de que siete filamentos individuales se cableen juntos, se calientan para causar una reacción que forma el material superconductor final (quebradizo) del alambre. Después de que el material haya reaccionado, los alambres se sueldan en el canal de cobre (dimensiones exteriores 3,18 x 2,54 mm y dimensiones interiores 2,08 x 2,08 mm) y se cubren con el aislamiento 52 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejida). El canal de cobre que contiene los alambres 53 se enrolla a continuación en una bobina de sección transversal rectangular. La bobina enrollada se impregna al vacío a continuación con un compuesto epoxídico. Las bobinas terminadas se montan en un carrete invertido anular de acero inoxidable 56. Las mantas calefactoras 55 se colocan a intervalos en las capas de los bobinados para proteger el montaje en el caso de un enfriamiento del imán.

30 La bobina entera se puede cubrir con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y a continuación albergada en una capa adicional de epoxi. La precompresión de la bobina se puede proporcionar calentando el carrete invertido de acero inoxidable y ajustando las bobinas dentro del carrete invertido. El diámetro interior del carrete invertido se elige de modo que cuando toda la masa se enfría hasta 4 K, el carrete invertido permanece en contacto con la bobina y proporciona cierta compresión. Esto se puede lograr calentando el carrete invertido de acero inoxidable hasta aproximadamente 50 grados C y ajustando las bobinas a una temperatura de 100 grados Kelvin.

35 La geometría de la bobina se mantiene montando las bobinas en un carrete invertido rectangular 56 para ejercer una fuerza restauradora 60 que actúe contra la fuerza de distorsión producida cuando se energizan las bobinas. Según se muestra en la Fig. 22, la posición de la bobina se mantiene con respecto al yugo del imán y el criostato utilizando un juego de correas de soporte de calor a frío 402, 404, 406. Soportar la masa fría con correas delgadas reduce la fuga de calor que el sistema de soporte rígido imparte a la masa fría. Las correas se disponen para soportar la fuerza gravitatoria variable de la bobina mientras el imán gira a bordo del pórtico. Soportan los efectos combinados de la gravedad y la gran fuerza de descentramiento que realiza la bobina cuando es perturbada desde una posición perfectamente simétrica con respecto al yugo del imán. Además, los enlaces actúan para reducir las fuerzas dinámicas impartidas en la bobina a medida que el pórtico se acelera y desacelera cuando se cambia su posición. Cada soporte de calor a frío incluye una conexión de fibra de vidrio S2 y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono se soporta a través de pasadores entre el yugo caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K), y el enlace de fibra de vidrio S2 408 se soporta a través del pasador de temperatura intermedia y un pasador unido a la masa fría. Cada pasador se puede fabricar de acero inoxidable de alta resistencia.

40 Con referencia a la Fig. 1, el perfil de la intensidad de campo en función del radio se determina en gran medida por la elección de la geometría de la bobina y la forma de la cara polar; las caras polares 44, 46 del material del yugo permeable se pueden contornean para ajustar finamente la forma del campo magnético para asegurar que el haz de partículas permanezca enfocado durante la aceleración.

45 Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, alrededor de 4 grados Kelvin) encerrando el montaje de las bobinas (las bobinas y el carrete) dentro de una cámara anular de aluminio evacuado o una cámara criogénica de acero inoxidable 70 que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobinas, excepto en un conjunto limitado de puntos de soporte 71, 73. En una versión alternativa (por ejemplo, Fig. 2) la pared exterior del criostato se puede fabricar de acero al carbono para proporcionar una trayectoria de retorno de flujo adicional para el campo magnético.

- En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto se alcanza y mantiene utilizando un criofriador Gifford-McMahon de una única etapa y tres criofriadores Gifford McMahon de dos etapas. Cada criofriador de dos etapas tiene un extremo frío de segunda etapa unido a un condensador que recondensa el vapor de helio en helio líquido. En algunas implementaciones, la temperatura cercana al cero absoluto se alcanza y mantiene utilizando un canal de enfriamiento (no mostrado) que contiene el helio líquido, el cual se forma en el interior de una estructura de soporte de la bobina superconductora (por ejemplo, el carrete invertido), y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la correspondiente bobina superconductora. Un ejemplo de un sistema de enfriamiento de helio líquido del tipo descrito anteriormente, y que se puede utilizar se describe en la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/148.000 (Begg et al.).
- El montaje de las bobinas y las cámaras criogénicas se monta dentro y completamente encerrado por dos mitades 81, 83 de un yugo magnético 82 en forma de pastillero. El yugo de hierro 82 proporciona una trayectoria para el flujo del campo magnético de retorno 84 y apantalla magnéticamente el volumen 86 entre las caras polares 44, 46 para evitar que las influencias magnéticas externas perturben la forma del campo magnético dentro de ese volumen. El yugo también sirve para disminuir el campo magnético disperso en las proximidades del acelerador.
- Según se muestra en las Fig. 1 y 26, el sincrociclotrón incluye una fuente de partículas 90 con una geometría de medidor de iones de Penning situada cerca del centro geométrico 92 de la estructura magnética 82. La fuente de partículas puede ser según se describe a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/948.662.
- La fuente de partículas 90 se alimenta desde un suministro 99 de hidrógeno a través de una línea de gas 201 y el tubo 194 que suministra hidrógeno gaseoso. Los cables eléctricos 94 llevan una corriente eléctrica desde una fuente de corriente 95 para estimular la descarga de electrones desde los cátodos 192, 190 que se alinean con el campo magnético 199.
- En algunas implementaciones, el gas en el tubo de gas 101 puede incluir una mezcla de hidrógeno y uno o más de otros gases. Por ejemplo, la mezcla puede contener hidrógeno y uno o más de los gases nobles, por ejemplo, helio, neón, argón, criptón, xenón y/o radón (aunque la mezcla no se limita a su utilización con los gases nobles). En algunas implementaciones, la mezcla puede ser una mezcla de hidrógeno y helio. Por ejemplo, la mezcla puede contener aproximadamente el 75% o más de hidrógeno y aproximadamente el 25% o menos de helio (con posibles gases traza incluidos). En otro ejemplo, la mezcla puede contener aproximadamente el 90% o más de hidrógeno y aproximadamente el 10% o menos de helio (con posibles gases traza incluidos). En los ejemplos, la mezcla de hidrógeno y helio puede ser cualquiera de las siguientes: >95%/<5%, >90%/<10%, >85%/<15%, >80%/<20%, >75%/<20%, y así sucesivamente.
- Las posibles ventajas de utilizar un gas noble (u otro) en combinación con el hidrógeno en la fuente de partículas pueden incluir: aumento de la intensidad del haz, aumento de la longevidad del cátodo y aumento de la consistencia de la emisión del haz.
- En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño agujero del tubo 194 para crear un suministro de iones positivos (protones) para la aceleración por una placa de radiofrecuencia semicircular (en forma de dee) que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura magnética y una placa de dee ficticia 102. En el caso de una fuente de partículas interrumpidas (un ejemplo de la cual se describe en la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/948.662), la totalidad (o una parte sustancial) del tubo que contiene el plasma se retira en la región de aceleración.
- Según se muestra en la Fig. 27, la placa dee 200 es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies semicirculares 203, 205 que encierran un espacio 207 en el que los protones se aceleran durante la mitad de su rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura magnética. Un conducto 209 que se abre hacia el espacio 207 se extiende a través del yugo hasta una ubicación externa desde la que se puede unir una bomba de vacío para evacuar el espacio 207 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío 219 en la que tiene lugar la aceleración. El dee ficticio 202 comprende un anillo metálico rectangular que se separa cerca del borde expuesto de la placa dee. El dee ficticio conecta a tierra a la cámara de vacío y al yugo del imán. La placa dee 200 es accionada por una señal de radiofrecuencia que se aplica al final de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 207. El campo eléctrico de radiofrecuencia está hecho para variar en el tiempo a medida que el haz de partículas aceleradas aumenta en distancia del centro geométrico. El campo eléctrico de radiofrecuencia se puede controlar de la manera descrita en la solicitud de patente de EE.UU. N.º. 11/948.359, titulada "Matching a resonant frequency of a resonant cavity to a frequency of an input voltage",
- Para que el haz que emerge de la fuente de partículas situada centralmente despeje la estructura de la fuente de partículas cuando comienza a girar hacia afuera, se requiere una gran diferencia de voltaje a través de las placas de radiofrecuencia. Se aplican 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones se pueden aplicar desde 8.000 hasta 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para producir este gran voltaje, la estructura magnética se dispone para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y tierra. Esto se hace formando agujeros con suficiente espacio libre desde las estructuras de

radiofrecuencia a través del yugo exterior y el alojamiento del criostato y haciendo suficiente espacio entre las caras polares magnéticas.

5 El potencial alterno de alto voltaje que produce la placa dee tiene una frecuencia que es barrida hacia abajo durante el ciclo de aceleración para tener en cuenta el aumento de la masa relativista de los protones y la disminución del campo magnético. El dee ficticio no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que está al potencial de tierra junto con las paredes de la cámara de vacío. Se podrían utilizar otras disposiciones de placas, tales como más de un par de electrodos de aceleración accionados con diferentes fases eléctricas o múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura de RF se puede sintonizar para mantener el Q alto durante el barrido de frecuencia requerido utilizando, por ejemplo, un condensador rotativo que tenga álabes rotativos y estacionarios entrelazados. Durante cada engrane de los álabes, la capacitancia aumenta, disminuyendo por lo tanto la frecuencia de resonancia de la estructura de RF. Los álabes se pueden formar para crear un barrido de frecuencia preciso que se requiera. Un motor de accionamiento para el condensador rotativo se puede bloquear en fase con el generador de RF para un control preciso. Un grupo de partículas se acelera durante cada engrane de los álabes del condensador rotativo.

10 La cámara de vacío en la que se produce la aceleración es un recipiente generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el borde. La cámara de vacío encierra las placas de RF y la fuente de partículas y es evacuada mediante la bomba de vacío 211. Mantener un alto vacío asegura que los iones aceleradores no se pierdan en las colisiones con las moléculas de gas y permite que el voltaje de RF se mantenga a un nivel más alto sin que se produzca un arco eléctrico a tierra.

20 Los protones atraviesan una trayectoria orbital generalmente espiral que comienza en la fuente de partículas. En la mitad de cada bucle de la trayectoria espiral, los protones ganan energía a medida que pasan a través del campo eléctrico de RF en el espacio 107. A medida que los iones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su trayectoria en 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 de campo magnético y eléctrico dirige los iones hacia una zona donde el campo magnético disminuye rápidamente, y los iones salen de la zona del campo magnético alto y son conducidos a través de un tubo evacuado 38, denominado en la presente memoria como el canal de extracción, para salir del yugo del ciclotrón. Se puede utilizar un regenerador magnético para cambiar la perturbación del campo magnético para dirigir los iones. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse al entrar en la zona de campo magnético marcadamente disminuido que existe en la sala alrededor del ciclotrón. Los elementos de conformación del haz 407, 409 en el canal de extracción 38 redirigen los iones de modo que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.

30 Cuando el haz sale del canal de extracción se pasa a través de un sistema de formación de haces 225 (Fig. 22) compuesto por un sistema de exploración del tipo descrito en la presente memoria. El sistema de formación de haces 125 se puede utilizar junto con un pórtico interior que controle la aplicación del haz.

35 Los campos magnéticos dispersos que salen del ciclotrón se pueden limitar tanto por el yugo magnético pastillero (que también sirve de escudo) como por un escudo magnético 214 diferente. El escudo magnético diferente incluye una capa 217 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra el yugo pastillero, separado por un espacio 216. Esta configuración que incluye un sándwich de un yugo, un espacio y un escudo logra un apantallamiento adecuado para un campo magnético de fuga dado con un peso menor. Según se describió anteriormente, en algunas implementaciones, se puede utilizar un sistema de retorno activo en el lugar de, o para aumentar, el funcionamiento del yugo magnético y el escudo.

40 Según se mencionó, el pórtico permite que el sincrociclotrón se gire alrededor del eje de rotación horizontal 532. La estructura de armazón 516 tiene dos vanos generalmente paralelos 580, 582. El sincrociclotrón se acuna entre los vanos aproximadamente a mitad de trayectoria entre las patas. El pórtico se equilibra para la rotación sobre los rodamientos utilizando los contrapesos 222, 224 montados en los extremos de las patas opuestas al armazón.

45 El pórtico se acciona para que gire mediante un motor eléctrico montado en una o ambas patas del pórtico y conectado a los alojamientos de los rodamientos mediante engranajes de transmisión. La posición de rotación del pórtico se obtiene a partir de las señales proporcionadas por los codificadores del ángulo del eje incorporados a los motores de accionamiento del pórtico y a los engranajes de transmisión.

50 En la ubicación en la que el haz de iones sale del ciclotrón, el sistema de formación de haces 225 actúa sobre el haz de iones para darle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz se puede extender y variar su profundidad de penetración para proporcionar una radiación uniforme a través de un volumen de objetivo dado. El sistema de formación de haces incluye elementos de exploración activos según se describe en la presente memoria.

55 Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (las bobinas superconductoras accionadas por corriente, las placas accionadas por RF, las bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para la cámara de enfriamiento de las bobinas superconductoras, la fuente de partículas accionada por corriente, la fuente de gas de hidrógeno y los enfriadores de placas de RF, por ejemplo), se pueden controlar mediante la electrónica de control del sincrociclotrón

apropiada (no mostrada), que puede incluir, por ejemplo, uno o más ordenadores programados con los programas apropiados para efectuar el control.

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

5 Según se muestra en las Fig. 20, 28 y 29, los rodamientos del pórtico se soportan por las paredes de una cámara acorazada del ciclotrón 524. El pórtico permite que el ciclotrón se balancee en un rango 520 de 180 grados (o más) que incluye posiciones por encima, al lado y por debajo del paciente. La cámara acorazada es lo suficientemente alta como para despejar el pórtico en los extremos superior e inferior de su movimiento. Un laberinto 246, rodeado por las paredes 248 y 150, ofrece una ruta de entrada y salida para los terapeutas y los pacientes. Debido a que al menos una pared 152 no está en línea con el haz de protones directamente desde el ciclotrón, se puede hacer relativamente delgada y aun así realizar su función de apantallamiento. Las otras tres paredes laterales 154, 156, 150/248 de la sala, que pueden necesitar tener un mayor apantallado, se pueden enterrar dentro de una colina de tierra (no mostrada). El espesor requerido de las paredes 154, 156 y 158 se puede reducir, porque la propia tierra puede proporcionar parte del apantallamiento necesario.

15 Con referencia a las Fig. 28, 29 y 30, por razones de seguridad y estética, se puede construir una sala de terapia 160 dentro de la cámara acorazada. La sala de terapia está volada de las paredes 154, 156, 150 y la base 162 de la sala de contención hacia el espacio entre las patas del pórtico de una manera que despeja el pórtico basculante y también maximiza la extensión del espacio de piso 164 de la sala de terapia. El mantenimiento periódico del acelerador se puede realizar en el espacio que hay debajo del piso elevado. Cuando el acelerador se gira hasta la posición inferior del pórtico, es posible acceder completamente al acelerador en un espacio separado de la zona de tratamiento. Las fuentes de alimentación, los equipos de refrigeración, las bombas de vacío y otros equipos de apoyo se pueden situar debajo del piso elevado en este espacio separado. Dentro de la sala de tratamiento, el soporte del paciente 170 se puede montar de diversas maneras que permiten elevar y bajar el soporte y girar y mover al paciente a diversas posiciones y orientaciones.

25 En el sistema 602 de la Fig. 31, un acelerador de partículas que produce un haz del tipo descrito en la presente memoria, en este caso el sincrociclotrón 604, se monta en el pórtico giratorio 605. El pórtico giratorio 605 es del tipo descrito en la presente memoria, y puede girar angularmente alrededor del soporte del paciente 606. Esta característica permite al sincrociclotrón 604 proporcionar un haz de partículas directamente al paciente desde varios ángulos. Por ejemplo, como en la Fig. 31, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte del paciente 606, el haz de partículas se puede dirigir hacia abajo, hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte del paciente 606, el haz de partículas se puede dirigir hacia arriba, hacia el paciente. El haz de partículas se aplica directamente al paciente en el sentido de que no se requiere un mecanismo intermedio de enrutamiento del haz. Un mecanismo de enrutamiento, en este contexto, es diferente de un mecanismo de conformación o dimensionamiento por que un mecanismo de conformación o dimensionamiento no dirige el haz, sino que dimensiona y/o da forma al haz al tiempo que mantiene la misma trayectoria general del haz.

30 Se pueden encontrar detalles adicionales relacionados con una implementación de ejemplo del sistema anterior en la patente de EE.UU. N.º 7.728.311, presentada el 16 de noviembre de 2006 y titulada "Charged Particle Radiation Therapy", y en la solicitud de patente de EE.UU. 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 que se describe en la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/916.401, presentada el 12 de junio de 2013.

#### **Acelerador de partículas de energía variable**

45 El acelerador de partículas utilizado en los sistemas de terapia de partículas de ejemplo y los sistemas de exploración de ejemplo descritos en la presente memoria puede ser un acelerador de partículas de energía variable. Se pueden configurar diferentes dispersores de tamaño del punto para su utilización con diferentes energías producidas por un acelerador de partículas de energía variable. Asimismo, si se utilizan diferentes degradadores de energía (y, en algunos casos, puede que no lo sean), se pueden configurar para su utilización con diferentes energías producidas por un acelerador de partículas de energía variable.

50 La energía del haz de partículas extraído (la emisión del haz de partículas emitido desde el acelerador) puede afectar a la utilización del haz de partículas durante el tratamiento. En algunas máquinas, la energía del haz de partículas (o de las partículas en el haz de partículas) no aumenta después de la extracción. Sin embargo, la energía se puede reducir en función de las necesidades de tratamiento después de la extracción y antes del tratamiento. Con referencia a la Fig. 32, un sistema de tratamiento de ejemplo 910 incluye un acelerador 912, por ejemplo, un sincrociclotrón, del cual se extrae un haz de partículas 914 (por ejemplo, protones) que tiene una energía variable para irradiar un volumen objetivo 924 de un cuerpo 922. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, tales como la unidad de exploración 916 o la unidad de dispersión 916, una o más unidades de supervisión 918 y un degradador de energía 920, se colocan 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.



Un volumen objetivo a irradiar (un objetivo de irradiación) por un haz de partículas para el 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 modo que la irradiación se pueda realizar capa por capa. Para determinados tipos de partículas, tales como los protones, la profundidad de penetración (o la capa a la que llega el haz) dentro del volumen objetivo está determinada en gran medida por la energía del haz de partículas. Un haz de partículas de una energía dada no alcanza, en esencia, más allá de una profundidad de penetración correspondiente para esa energía. Para mover la irradiación del haz de una capa a otra del volumen objetivo, se cambia la energía del haz de partículas.

En el ejemplo mostrado en la Fig. 32, 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 comienza desde la capa más profunda 926i, una capa a la vez, gradualmente hasta las capas más superficiales y termina con la capa más superficial 926a. Antes de la aplicación al cuerpo 922, la energía del haz de partículas 914 se controla para que esté a un nivel que permita que el haz de partículas se detenga en una capa deseada, por ejemplo, la capa 926d, sin penetrar, en esencia, más en el cuerpo o en el volumen objetivo, por ejemplo, en las capas 926e-926i o más profundamente en el cuerpo. En algunos ejemplos, la energía deseada del haz de partículas 914 disminuye a medida que la capa de tratamiento se hace menos profunda con respecto a la aceleración de las partículas. En algunos ejemplos, la diferencia de energía del haz para el tratamiento de capas adyacentes del volumen objetivo 924 es aproximadamente 3 MeV hasta aproximadamente 100 MeV, por ejemplo, aproximadamente 10 MeV hasta aproximadamente 80 MeV, aunque también pueden ser posibles otras diferencias, dependiendo, por ejemplo, del espesor de las capas y de las propiedades del haz.

La variación de energía para el tratamiento de diferentes capas del volumen objetivo 924 se puede realizar en el acelerador 912 (por ejemplo, el acelerador puede variar la energía) de modo que, en algunas implementaciones, no se requiere una variación de energía adicional después de que el haz de partículas se extrae del acelerador 912. Por lo tanto, el degradador de energía 920 opcional en el sistema de tratamiento 10 se puede eliminar del sistema. En algunas implementaciones, el acelerador 912 puede emitir haces de partículas que tengan una energía que varíe entre aproximadamente 100 MeV y aproximadamente 300 MeV, por ejemplo, entre aproximadamente 115 MeV y aproximadamente 250 MeV. La variación puede ser continua o no continua, por ejemplo, un paso a la vez. En algunas implementaciones, la variación, continua o no continua, puede tener lugar a una tasa relativamente alta, por ejemplo, hasta aproximadamente 50 MeV por segundo o hasta aproximadamente 20 MeV por segundo. La variación no continua puede tener lugar un paso a la vez con un tamaño de paso de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 90 MeV.

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

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

La utilización reducida (o la ausencia) del degradador de energía, que puede incluir desplazadores de alcance, ayuda a mantener las propiedades y la calidad del haz emitido desde el acelerador, por ejemplo, la intensidad del haz. El control del haz de partículas se puede realizar en el acelerador. Los efectos secundarios, por ejemplo, de los neutrones generados cuando el haz de partículas pasa por el degradador 920, se pueden reducir o eliminar.

La energía del haz de partículas 914 se puede ajustar para tratar otro volumen objetivo 930 en otro cuerpo o parte del 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 pueden pertenecer a pacientes diferentes. Es posible que la profundidad D del volumen objetivo 930 desde una superficie del cuerpo 922' sea diferente de la del volumen objetivo 924. Aunque el degradador 920 puede realizar algún ajuste de energía, el degradador 912 sólo puede reducir la energía del haz y no aumentar la energía del haz.

A este respecto, en algunos casos, la energía del haz requerida para tratar el volumen objetivo 930 es mayor que la energía del haz requerida para tratar el volumen objetivo 924. En dichos casos, el acelerador 912 puede aumentar la energía del haz emitido después de tratar el volumen objetivo 924 y antes de tratar el volumen objetivo 930. En otros casos, la energía del haz requerida para tratar el volumen objetivo 930 es menor que la energía del haz requerida para tratar el volumen objetivo 924. Aunque el degradador 920 puede reducir la energía, el acelerador 912 se puede ajustar para emitir una energía de haz inferior para reducir o eliminar la utilización del degradador 920. La división de los volúmenes objetivo 924, 930 en capas puede ser diferente o la misma. Y el volumen objetivo 930 se puede tratar de forma similar, capa por capa, al tratamiento del volumen objetivo 924.

El tratamiento de los diferentes volúmenes objetivo 924, 930 en el mismo paciente puede ser, en esencia, continuo, por ejemplo, con un tiempo de parada entre los dos volúmenes no superior a aproximadamente 30 minutos o menos, por ejemplo, 25 minutos o menos, 20 minutos o menos, 15 minutos o menos, 10 minutos o menos, 5 minutos o menos, o 1 minuto o menos. Según se explica en la presente memoria, el acelerador 912 se puede montar en un pórtico móvil y el movimiento del pórtico puede mover el acelerador para apuntar a volúmenes objetivo diferentes. En algunas situaciones, el acelerador 912 puede completar el ajuste de energía del haz emitido 914 durante el tiempo en que el sistema de tratamiento hace el ajuste (tal como el movimiento del pórtico) después de completar el tratamiento del volumen objetivo 924 y antes de empezar a tratar el volumen objetivo 930. Después de que se haga la alineación del acelerador y el volumen objetivo 930, el tratamiento puede comenzar con la energía del haz ajustada y deseada. El ajuste de la energía del haz para diferentes pacientes también se puede realizar de manera relativamente eficiente. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluyendo el aumento/reducción de la energía del haz y/o el movimiento del pórtico se realizan en aproximadamente 30 minutos, por ejemplo, en aproximadamente 25 minutos, en aproximadamente 20 minutos, en aproximadamente 15 minutos, en aproximadamente 10 minutos o en aproximadamente 5 minutos.

En la misma capa de un volumen objetivo, se aplica una dosis de irradiación moviendo el haz a través de la superficie bidimensional de la capa (que a veces se denomina haz de exploración) utilizando una unidad de exploración 916. Alternativamente, la capa se puede irradiar pasando el haz extraído a través de uno o más dispersores de la unidad de dispersión 16 (que a veces se llama haz de dispersión).

Las propiedades del haz, tales como la energía y la intensidad, se pueden seleccionar antes de un tratamiento o se pueden ajustar durante el mismo controlando el acelerador 912 y/u otros dispositivos, tales como la unidad de exploración/dispersor(es) 916, el degradador 920, y otros no mostrados en las figuras. En esta implementación de ejemplo, al igual que en las implementaciones de ejemplo descritas anteriormente, el sistema 910 incluye un controlador 932, tal como un ordenador, en comunicación con uno o más dispositivos del sistema. El control se puede basar en los resultados de la supervisión realizada por uno o más supervisores 918, por ejemplo, la supervisión de la intensidad del haz, la dosis, la ubicación del haz en el volumen objetivo, etc. Aunque se muestra que los supervisores 918 se encuentran entre el dispositivo 916 y el degradador 920, se pueden colocar uno o más supervisores en otras ubicaciones apropiadas a lo largo de la trayectoria de irradiación del 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 se puede determinar 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 del haz dentro del sistema 910 se puede realizar en función del plan de tratamiento. Se pueden hacer ajustes adicionales durante el tratamiento, por ejemplo, cuando se detecte una desviación del plan de tratamiento.

En algunas implementaciones, el acelerador 912 se configura para variar la energía del haz de partículas emitido, variando el campo magnético en el que se acelera el haz de partículas. En una implementación de ejemplo, uno o más juegos de bobinas reciben una corriente eléctrica variable para producir un campo magnético variable en la cavidad. En algunos ejemplos, un juego de bobinas recibe una corriente eléctrica fija, mientras que uno o más juegos de bobinas reciben una corriente variable de modo que la corriente total recibida por los juegos de bobinas varía. En algunas implementaciones, todos los juegos de bobinas son superconductores. En otras implementaciones, algunos juegos de bobinas, tal como el juego para la corriente eléctrica fija, son superconductores, mientras que otros juegos de bobinas, tales como uno o más juegos para la corriente variable, no son superconductores. En algunos ejemplos, todos los juegos de bobinas no son superconductores.

Generalmente, la magnitud del campo magnético se puede escalar con la magnitud de la corriente eléctrica. El ajuste de la corriente eléctrica total de las bobinas en un rango predeterminado puede generar un campo magnético que varía en un rango predeterminado correspondiente. En algunos ejemplos, un ajuste continuo de la corriente eléctrica puede conducir a una variación continua del campo magnético y a una variación continua de la energía del haz emitido. Alternativamente, cuando la corriente eléctrica aplicada a las bobinas se ajusta de una manera no continua, por pasos, el campo magnético y la energía del haz emitido también varía en consecuencia de forma no continua (por pasos). El escalado del campo magnético con la corriente puede permitir que la variación de la energía del haz se lleve a cabo con relativa precisión, aunque a veces se puede realizar un ajuste menor que el de la corriente de entrada.

En algunas implementaciones, para emitir haces de partículas que tengan energía variable, el acelerador 912 se configura para aplicar voltajes de RF que barran sobre diferentes rangos de frecuencias, correspondiendo cada rango a una energía diferente del haz emitido. Por ejemplo, si el acelerador 912 se configura para producir tres diferentes energías de haz emitido, el voltaje de RF es capaz de barrer sobre tres diferentes rangos de frecuencias. En otro ejemplo, correspondiente a las variaciones de energía del haz continuas, el voltaje de RF barre sobre rangos de frecuencia que cambian de forma continua. Los diferentes rangos de frecuencia pueden tener diferentes límites de frecuencia inferior y/o superior.

El canal de extracción se puede configurar para adaptar el alcance de diferentes energías producidas por el acelerador de partículas de energía variable. Se pueden extraer del acelerador 912 haces de partículas de diferentes energías sin alterar las características del regenerador que se utiliza para extraer haces de partículas que tienen una única energía. En otras implementaciones, para adaptar la energía de partículas variable, el regenerador se puede mover

para perturbar (por ejemplo, cambiar) diferentes órbitas de partículas de la manera descrita anteriormente y/o se pueden agregar o extraer varillas de hierro (calzas magnéticas) para cambiar el impulso de campo magnético proporcionado por el regenerador. Más específicamente, las diferentes energías de las partículas estarán normalmente en diferentes órbitas de partículas dentro de la cavidad. Al mover el regenerador de la manera descrita en la presente memoria, es posible interceptar una órbita de partículas con una energía especificada y proporcionar de este modo la perturbación correcta de esa órbita de modo que las partículas con la energía especificada alcancen el canal de extracción. En algunas implementaciones, el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de calzas magnéticas) se realiza en tiempo real para coincidir con los cambios en tiempo real de la energía del haz de partículas que produce el acelerador. En otras implementaciones, la energía de las partículas se ajusta en base a cada tratamiento, y el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de calzas magnéticas) se realiza antes del tratamiento. En cualquier caso, el movimiento del regenerador (y/o la adición/extracción de calzas magnéticas) se puede controlar por ordenador. Por ejemplo, un ordenador puede controlar uno o más motores que afectan el movimiento del regenerador y/o las calzas magnéticas. En algunas implementaciones, las barras de hierro (calzas magnéticas) se pueden mover dentro y fuera de cualquier parte apropiada del yugo magnético 82 para alterar y controlar el campo magnético producido en la cavidad de aceleración.

En algunas implementaciones, el regenerador se implementa utilizando una o más calzas magnéticas que se pueden controlar para moverlas a la(s) ubicación(es) apropiada(s).

En algunas implementaciones, una estructura (no mostrada) que se encuentra en la entrada del canal de extracción se controla para adaptar las diferentes energías producidas por el acelerador de partículas. Por ejemplo, la estructura se puede girar de modo que un espesor apropiado intercepte un haz de partículas que tiene una energía particular. La estructura absorbe por lo tanto al menos algo de la energía en el haz de partículas, permitiendo que el haz de partículas atraviese el canal de extracción, según se describió anteriormente.

Como ejemplo, la tabla 1 muestra tres niveles de energía de ejemplo a los que el acelerador 912 de ejemplo puede emitir haces de partículas. También se enumeran los parámetros correspondientes para producir los tres niveles de energía. En este sentido, la corriente del imán se refiere a la corriente eléctrica total aplicada a uno o más juegos de bobinas en el acelerador 912; las frecuencias máxima y mínima definen los rangos en los que barre el voltaje de RF; y "r" es la distancia radial de una ubicación a un centro de la cavidad en la que las partículas son aceleradas.

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

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

A continuación, se describen los detalles que se pueden incluir 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 se pueden emitir como haces pulsados. La energía del haz emitido desde 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 de pacientes diferentes. En algunas implementaciones, los ajustes del acelerador se cambian para variar la energía del haz cuando no se emite ningún haz (o partículas) desde el acelerador. La variación de energía puede ser continua o no continua en un rango deseado.

Con referencia al ejemplo mostrado en la Fig. 1, el acelerador de partículas (sincrociclotrón 502), que puede ser un acelerador de partículas de energía variable como el acelerador 912 descrito anteriormente, se puede configurar a haces de partículas que tengan una energía variable. El rango de la energía variable puede tener un límite superior que va desde aproximadamente 200 MeV hasta aproximadamente 300 MeV o más, por ejemplo 200 MeV, aproximadamente 205 MeV, aproximadamente 210 MeV, aproximadamente 215 MeV, aproximadamente 220 MeV, aproximadamente 225 MeV, aproximadamente 230 MeV, aproximadamente 235 MeV, aproximadamente 240 MeV, aproximadamente 245 MeV, aproximadamente 250 MeV, aproximadamente 255 MeV, aproximadamente 260 MeV, aproximadamente 265 MeV, aproximadamente 270 MeV, aproximadamente 275 MeV, aproximadamente 280 MeV, aproximadamente 285 MeV, aproximadamente 290 MeV, aproximadamente 295 MeV, o aproximadamente 300 MeV o más. El rango también puede tener un límite inferior que va desde aproximadamente 100 MeV o menos hasta aproximadamente 200 MeV, por ejemplo, aproximadamente 100 MeV o menos, aproximadamente 105 MeV, aproximadamente 110 MeV, aproximadamente 115 MeV, aproximadamente 120 MeV, aproximadamente 125 MeV, aproximadamente 130 MeV, aproximadamente 135 MeV, aproximadamente 140 MeV, aproximadamente 145 MeV, aproximadamente 150 MeV, aproximadamente 155 MeV, aproximadamente 160 MeV, aproximadamente 165 MeV,

aproximadamente 170 MeV, aproximadamente 175 MeV, aproximadamente 180 MeV, aproximadamente 185 MeV, aproximadamente 190 MeV, aproximadamente 195 MeV, aproximadamente 200 MeV.

En algunos ejemplos, la variación no es continua y el paso de la variación puede tener un tamaño de aproximadamente 10 MeV o menos, aproximadamente 15 MeV, aproximadamente 20 MeV, aproximadamente 25 MeV, aproximadamente 30 MeV, aproximadamente 35 MeV, aproximadamente 40 MeV, aproximadamente 45 MeV, aproximadamente 50 MeV, aproximadamente 55 MeV, aproximadamente 60 MeV, aproximadamente 65 MeV, aproximadamente 70 MeV, aproximadamente 75 MeV, o aproximadamente 80 MeV o más. Variar la energía por un tamaño de paso puede tomar no más de 30 minutos, por ejemplo, aproximadamente 25 minutos o menos, aproximadamente 20 minutos o menos, aproximadamente 15 minutos o menos, aproximadamente 10 minutos o menos, aproximadamente 5 minutos o menos, aproximadamente 1 minuto o menos, o aproximadamente 30 segundos o menos. En otros ejemplos, la variación es continua y el acelerador puede ajustar la energía del haz de partículas a una tasa relativamente alta, por ejemplo, hasta aproximadamente 50 MeV por segundo, hasta aproximadamente 45 MeV por segundo, hasta aproximadamente 40 MeV por segundo, hasta aproximadamente 35 MeV por segundo, hasta aproximadamente 30 MeV por segundo, hasta aproximadamente 25 MeV por segundo, hasta aproximadamente 20 MeV por segundo, hasta aproximadamente 15 MeV por segundo, o hasta aproximadamente 10 MeV por segundo. El acelerador se puede configurar para ajustar la energía de las partículas tanto de forma continua como no continua. Por ejemplo, una combinación de la variación continua y no continua se puede utilizar en un tratamiento de un volumen objetivo o en tratamientos de diferentes volúmenes objetivo. Se puede lograr una planificación de tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

Un acelerador de partículas que emite un haz de partículas que tiene energía variable puede proporcionar precisión en el tratamiento de irradiación y reducir el número de dispositivos adicionales (aparte del acelerador) utilizados para el tratamiento. Por ejemplo, se puede reducir o eliminar la utilización de degradadores para cambiar la energía de un haz de partículas emitido. Las propiedades del haz de partículas, tales como la intensidad, el enfoque, etc., se pueden controlar con el acelerador de partículas y el haz de partículas puede alcanzar el volumen objetivo sin una perturbación sustancial desde los dispositivos adicionales. La tasa de variación relativamente alta de la energía del haz puede reducir el tiempo de tratamiento y permitir una utilización eficiente del sistema de tratamiento.

En algunas implementaciones, el acelerador, tal como el sincrociclotrón 502 de la Fig. 1, acelera las partículas o los haces de partículas a niveles de energía variables mediante la variación del campo magnético en el acelerador, lo cual se puede lograr variando la corriente eléctrica aplicada a las bobinas para generar el campo magnético. Según se muestra en las Fig. 3, 4, 5, 6 y 7, el sincrociclotrón 10 de ejemplo (502 en la Fig. 1) incluye un sistema de imanes que contiene una fuente de partículas 90, un sistema de accionamiento por radiofrecuencia 91 y un sistema de extracción de haces 38. La Fig. 35 muestra un ejemplo de un sistema de imanes que se puede utilizar en un acelerador de energía variable. En esta implementación de ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema de imanes 1012 puede variar entre aproximadamente un 5% hasta aproximadamente un 35% de un valor máximo del campo magnético que dos juegos de bobinas 40a y 40b, y 42a y 42b son capaces de generar. El campo magnético establecido por el sistema de imanes tiene una forma apropiada para mantener el foco de un haz de protones contenido utilizando una combinación de los dos juegos de bobinas y un par de estructuras ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero de bajo carbono), ejemplos de los cuales se proporcionaron anteriormente.

Cada juego de bobinas puede ser un par dividido de bobinas anulares para recibir la corriente eléctrica. En algunas situaciones, ambos juegos de bobinas son superconductores. En otras situaciones, sólo un juego de bobinas es superconductor y el otro juego es no superconductor o conductor normal (también descrito adicionalmente a continuación). También es posible que ambos juegos de bobinas no sean superconductores. Los materiales superconductores adecuados para utilizar en las bobinas incluyen el estaño niobio-3 (Nb<sub>3</sub>Sn) y/o el niobio-titanio. Otros materiales conductores normales pueden incluir el cobre. Ejemplos de las construcciones de los juegos de bobinas se describen adicionalmente a continuación.

Los dos juegos de bobinas se pueden conectar eléctricamente en serie o en paralelo. En algunas implementaciones, la corriente eléctrica total recibida por los dos juegos de bobinas puede incluir aproximadamente 2 millones de amperios vuelta hasta aproximadamente 10 millones de amperios vuelta, por ejemplo, aproximadamente 2,5 hasta aproximadamente 7,5 millones de amperios vuelta o aproximadamente 3,75 millones de amperios vuelta hasta aproximadamente 5 millones de amperios vuelta. En algunos ejemplos, un juego de bobinas se configura para recibir una parte fija (o constante) del total de la corriente eléctrica variable, mientras que el otro juego de bobinas se configura para recibir una parte variable de la corriente eléctrica total. La corriente eléctrica total de los dos juegos de bobinas varía con la variación de la corriente en un juego de bobinas. En otras situaciones, la corriente eléctrica aplicada a ambos juegos de bobinas puede variar. La corriente variable total en los dos juegos de bobinas puede generar un campo magnético que tenga una magnitud variable, que a su vez varíe las trayectorias de aceleración de las partículas y produzca partículas que tengan energías variables.

Generalmente, la magnitud del campo magnético generado por la(s) bobina(s) se puede escalar con 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 se puede lograr cambiando linealmente la corriente total de los juegos de bobinas. La corriente total se puede ajustar a una tasa relativamente alta, lo que lleva a un ajuste de tasa relativamente alto del campo magnético y de la energía del haz.

En el ejemplo reflejado en la Tabla 1 anterior, la relación entre los valores de la corriente y el campo magnético en el centro geométrico de los anillos de la 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, al ajustar la magnitud de la corriente total aplicada a una o varias bobinas superconductoras se puede ajustar proporcionalmente (en función de la relación) la magnitud del campo magnético.

La escalabilidad del campo magnético hasta la corriente eléctrica total en el ejemplo de la Tabla 1 también se muestra en el gráfico de la Fig. 33, 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 la 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 la distancia R aumenta. Las curvas 1035, 1037 representan el campo magnético generado por los mismos juegos de bobinas que reciben diferentes corrientes eléctricas totales: 1760 Amperios y 1990 Amperios, respectivamente. Las energías correspondientes de las partículas extraídas son 211 MeV y 250 MeV, respectivamente. Las dos curvas 1035, 1037 tienen, en esencia, la misma forma y las diferentes partes de las curvas 1035, 1037 son, en esencia, paralelas. Como resultado, tanto la curva 1035 como la curva 1037 se pueden desplazar linealmente para coincidir, en esencia, con la otra curva, lo que indica que el campo magnético se puede escalar hasta la corriente eléctrica total aplicada a los juegos de bobinas.

En algunas implementaciones, la escalabilidad del campo magnético hasta la corriente eléctrica total puede no ser perfecta. Por ejemplo, la relación entre el campo magnético y la corriente calculada en base al ejemplo mostrado en la tabla 1 no es constante. Además, según se muestra en la Fig. 33, el desplazamiento lineal de una curva puede no coincidir perfectamente con la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los juegos de bobinas bajo el supuesto de una perfecta escalabilidad. El campo magnético objetivo (bajo el supuesto de una perfecta escalabilidad) se puede generar alterando adicionalmente las características, por ejemplo, la geometría, de las bobinas para contrarrestar la imperfección en la escalabilidad. Como ejemplo, las barras ferromagnéticas (por ejemplo, de hierro) (calzas magnéticas) se pueden insertar o extraer de una o ambas estructuras magnéticas. Las características de las bobinas se pueden alterar con un índice relativamente alto de modo que el índice de ajuste del campo magnético no se vea sustancialmente afectado en comparación con la situación en la que la escalabilidad es perfecta y sólo la corriente eléctrica necesita ser ajustada. En el ejemplo de las barras de hierro, las barras se pueden añadir o extraer en la escala de tiempo de segundos o minutos, por ejemplo, en 5 minutos, en 1 minuto, menos de 30 segundos o menos de 1 segundo.

En algunas implementaciones, los ajustes del acelerador, tales como la corriente aplicada a los juegos de bobinas, se pueden elegir en base a la escalabilidad sustancial del campo magnético con la corriente eléctrica total en los juegos de bobinas.

Generalmente, para producir la corriente total que varía dentro de un rango deseado, se puede utilizar cualquier combinación de corriente aplicada a los dos juegos de bobinas. En un ejemplo, el juego de bobinas 42a, 42b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite inferior de un rango deseado del campo magnético. En el ejemplo que se muestra en la tabla 1, la corriente eléctrica fija es de 1760 Amperios. Además, el juego de bobinas 40a, 40b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica variable que tenga un límite superior que corresponda a una diferencia entre un límite superior y un límite inferior del rango deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, el juego de bobinas 40a, 40b está configurado para recibir corriente eléctrica que varía entre 0 Amperios y 230 Amperios.

En otro ejemplo, el juego de bobinas 42a, 42b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica fija correspondiente a un límite superior de un rango deseado del campo magnético. En el ejemplo que se muestra en la tabla 1, la corriente fija es de 1990 Amperios. Además, el juego de bobinas 40a, 40b se puede configurar para recibir una corriente eléctrica variable que tenga un límite superior que corresponda a una diferencia entre un límite inferior y un límite superior del rango deseado del campo magnético. En el ejemplo mostrado en la tabla 1, el juego de bobinas 40a, 40b se configura para recibir una corriente eléctrica que varía entre -230 Amperios y 0 Amperios.

El campo magnético variable total generado por la corriente variable total para la aceleración de las partículas puede tener una magnitud máxima mayor de 4 Teslas, por ejemplo, mayor de 5 Teslas, mayor de 6 Teslas, mayor de 7 Teslas, mayor de 8 Teslas, mayor de 9 Teslas, o mayor de 10 Teslas, y hasta aproximadamente 20 Teslas o más, por ejemplo, hasta aproximadamente 18 Teslas, hasta aproximadamente 15 Teslas, o hasta aproximadamente 12 Teslas. En algunas implementaciones, la variación de la corriente total en los juegos de bobinas puede variar el campo magnético en aproximadamente 0,2 Teslas hasta aproximadamente 4,2 Teslas o más, por ejemplo, aproximadamente 0,2 Teslas hasta aproximadamente 1,4 Teslas o aproximadamente 0,6 Teslas hasta aproximadamente 4,2 Teslas. En algunas situaciones, la cantidad de variación del campo magnético puede ser proporcional a la magnitud máxima.

La Fig. 34 muestra un ejemplo de estructura de RF para barrer el voltaje en la placa de 100 sobre un rango de frecuencia de RF para cada nivel de energía del haz de partículas, y para variar el rango de frecuencia cuando se varía la energía del haz de partículas. Las superficies semicirculares 103, 105 de la placa de 100 se conectan a un conductor interno 1300 y se alojan en un conductor exterior 1302. El alto voltaje se aplica a la placa de 100 desde una fuente de energía (no mostrada, por ejemplo, una entrada de voltaje oscilante) a través de un dispositivo de acoplamiento de energía 1304 que acopla la fuente de energía al conductor interno. En algunas implementaciones, el

dispositivo de acoplamiento 1304 se coloca en el conductor interno 1300 para proporcionar la transferencia de energía desde la fuente de energía a la placa dee 100. Además, la placa dee 100 se acopla a los elementos reactivos variables 1306, 1308 para realizar el barrido de frecuencia RF para cada nivel de energía de partículas, y para cambiar el rango de frecuencia RF para diferentes niveles de energía de partículas.

5 El elemento reactivo variable 1306 puede ser un condensador giratorio que tenga múltiples álabes 1310 que se pueden hacer girar mediante un motor (no mostrado). Engranando o desengranando los álabes 1310 durante cada ciclo de barrido de RF, la capacitancia de la estructura de RF cambia, lo que a su vez cambia la frecuencia de resonancia de la estructura de RF. En algunas implementaciones, durante cada cuarto de ciclo del motor, los álabes 1310 se engranan entre sí. La capacitancia de la estructura de RF aumenta y la frecuencia de resonancia disminuye. El proceso se invierte cuando los álabes 1310 se desengranan. Como resultado, la energía requerida para generar el alto voltaje aplicado a la placa dee 103 y necesaria para acelerar el haz se puede reducir por un gran factor. En algunas implementaciones, la forma de los álabes 1310 se mecaniza para formar la dependencia requerida de la frecuencia de resonancia con el tiempo.

15 La generación de la frecuencia de RF se sincroniza con la rotación de los álabes mediante la detección de la fase del voltaje de RF en el resonador, manteniendo el voltaje alterno en las placas dee cerca de la frecuencia resonante de la cavidad de RF. (El dee ficticio se conecta a tierra y no se muestra en la Fig. 34).

20 El elemento reactivo variable 1308 puede ser un condensador formado por una placa 1312 y una superficie 1316 del conductor interno 1300. La placa 1312 se puede mover a lo largo de la dirección 1314 hacia o alejándose de la superficie 1316. La capacitancia del condensador cambia a medida que cambia la distancia D entre la placa 1312 y la superficie 1316. Para cada rango de frecuencia a barrer para una energía de partículas, la distancia D está en un valor establecido, y para cambiar el rango de frecuencia, la placa 1312 se mueve en correspondencia al cambio en la energía del haz emitido.

25 En algunas implementaciones, los conductores internos y externos 1300, 1302 se forman por un material metálico, tal como el cobre, el aluminio o la plata. Los álabes 1310 y la placa 1312 también se pueden formar por los mismos o diferentes materiales metálicos que 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 se pueden acoplar a la placa dee 100 de otras maneras para realizar el barrido de frecuencia RF y la alteración del rango de frecuencia. En algunas implementaciones, un único elemento reactivo variable se puede configurar para realizar las funciones de ambos elementos reactivos variables 1306, 1308. En otras implementaciones, se pueden utilizar más de dos elementos reactivos variables.

35 El control del sistema de terapia de partículas descrito en la presente memoria y sus diversas características se pueden implementar utilizando hardware o una combinación de hardware y software. Por ejemplo, un sistema como los descritos en la presente memoria puede incluir varios controladores y/o dispositivos de procesamiento situados en varios puntos. Un ordenador central puede coordinar el funcionamiento entre los distintos controladores o dispositivos de procesamiento. El ordenador central, los controladores y los dispositivos de procesamiento pueden ejecutar diversas rutinas de software para efectuar el control y la coordinación de las pruebas y la calibración.

40 El funcionamiento del sistema se puede controlar, al menos en parte, utilizando uno o más productos de programas informáticos, por ejemplo, uno o más programas informáticos incorporados de forma tangible en uno o más portadores de información, tales como uno o más medios no transitorios legibles por máquina, para su ejecución por, o para controlar el funcionamiento de, uno o más aparatos de procesamiento de datos, por ejemplo, un procesador programable, un ordenador, varios ordenadores y/o componentes lógicos programables.

45 Un programa de ordenador se puede escribir en cualquier forma de lenguaje de programación, incluyendo lenguajes compilados o interpretados, y se puede utilizar en cualquier forma, incluyendo como un programa independiente o como un módulo, componente, subrutina, u otra unidad adecuada para utilizar en un entorno informático. Un programa de ordenador se puede utilizar para ser ejecutado en un ordenador o en múltiples ordenadores en un sitio o distribuidos a través de múltiples sitios e interconectados por una red.

50 Las acciones asociadas con la implementación de todas o parte de las operaciones del sistema de terapia de partículas descritas en la presente memoria se pueden realizar mediante uno o más procesadores programables que ejecuten uno o más programas informáticos para realizar las funciones descritas en la presente memoria. Todas o parte de las operaciones se pueden implementar utilizando un circuito lógico de propósito especial, por ejemplo, una FPGA (matriz de puertas programables en campo) y/o un ASIC (circuito integrado de aplicación específica).

55 Los procesadores adecuados para la ejecución de un programa de ordenador incluyen, a modo de ejemplo, tanto los microprocesadores de propósito general como los de propósito especial, y uno o más procesadores de cualquier clase de ordenador digital. Por lo general, un procesador recibirá instrucciones y datos de una zona de almacenamiento de sólo lectura o de una zona de almacenamiento de acceso aleatorio o ambas. Los elementos de un ordenador (incluido un servidor) incluyen uno o más procesadores para ejecutar instrucciones y uno o más dispositivos de zona de almacenamiento para almacenar instrucciones y datos. Por lo general, un ordenador también incluirá, o estará acoplado de forma operativa para recibir datos de, o transferir datos a, o ambos, uno o más medios de almacenamiento

legibles por máquina, tales como los PCB de consumo masivo para almacenar datos, por ejemplo, discos magnéticos, discos magneto-ópticos o discos ópticos. Los medios de almacenamiento no transitorios y legibles por máquina, adecuados para incorporar instrucciones y datos de programas informáticos, incluyen todas las formas de la zona de almacenamiento no volátil, incluyendo, por ejemplo, dispositivos de zona de almacenamiento de semiconductores, por ejemplo, EPROM, EEPROM y dispositivos de zona de almacenamiento flash; discos magnéticos, por ejemplo, discos duros internos o discos extraíbles; discos magneto-ópticos y discos de CD-ROM y DVD-ROM.

Cualquier "conexión eléctrica" según se utiliza en la presente memoria puede implicar una conexión física directa o una conexión que incluya componentes que intervienen pero que permiten no obstante que las señales eléctricas, incluyendo las señales inalámbricas, fluyan entre los componentes conectados. Cualquier "conexión" que involucre los circuitos eléctricos mencionados en la presente memoria, a menos que se indique lo contrario, es una conexión eléctrica y no necesariamente una conexión física directa, independientemente de si la palabra "eléctrica" se utiliza para modificar la "conexión".

Cualesquiera de las otras dos implementaciones anteriores se pueden utilizar en una combinación apropiada en un acelerador de partículas adecuado (por ejemplo, un sincrociclotrón). Asimismo, las características individuales de cualesquiera de las otras dos implementaciones anteriores se pueden utilizar en una combinación apropiada.

Los elementos de las diferentes implementaciones descritas en la presente memoria se pueden combinar para formar otras implementaciones que no se hayan descrito de forma específica anteriormente. Los elementos se pueden dejar fuera de los procesos, sistemas, aparatos, etc., descritos en la presente memoria sin afectar adversamente su operación. Varios elementos separados se pueden combinar en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en la presente memoria.

Las implementaciones de ejemplo descritas en la presente memoria no están limitadas para utilizar con un sistema de terapia de partículas o para utilizar con los sistemas de terapia de partículas de ejemplo descritos en la presente memoria. Más bien, las implementaciones de ejemplo se pueden utilizar en cualquier sistema apropiado que dirija las partículas aceleradas a una salida.

La información adicional referente al diseño de una implementación de ejemplo de un acelerador de partículas que se puede utilizar en un sistema según se describe en la presente memoria se puede encontrar en la solicitud provisional de EE.UU. N.º 60/760.788, titulada "Magnet structure for particle acceleration" y presentada el 20 de enero de 2006; y la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de agosto de 2006; y la solicitud provisional de EE.UU. N.º 60/850.565, titulada "Cryogenic vacuum break pneumatic thermal coupler" y presentada el 10 de octubre de 2006.

Cualesquiera características de la solicitud en cuestión se puede combinar con una o más características apropiadas de las siguientes: la solicitud provisional de EE.UU. titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud N.º 61/707.466), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud N.º 61/707.515), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (solicitud N.º 61/707.548), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (solicitud N.º 61/707.572), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (solicitud N.º 61/707.590), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (solicitud N.º 61/707.704), la solicitud provisional de EE.UU. titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (solicitud N.º 61/707.624), y la solicitud provisional de EE.UU. titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (solicitud N.º 61/707.645), la patente de EE.UU. N.º 7.728.311, que fue publicada el 1 de junio de 2010, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 12/275.103 que fue presentada el 20 de noviembre de 2008, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud provisional de EE.UU. N.º 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/907.601, que fue presentada el 31 de mayo de 2013, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/916.401, presentada el 12 de junio de 2013, la patente de EE.UU. N.º 8.003.964 que fue publicada el 23 de agosto de 2011, la patente de EE.UU. N.º 7.208.748 que fue publicada el 24 de abril de 2007, la patente de EE.UU. N.º 7.402.963 que fue publicada el 22 de julio de 2008, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 13/148.000 presentada el 9 de febrero de 2010, la solicitud de patente de EE.UU. N.º 11/937.573 presentada el 9 de noviembre de 2007, la solicitud de patente de EE.UU. 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 de EE.UU. N.º 60/590.089, presentada el 21 de julio de 2004, la solicitud de patente de EE.UU. 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 de EE.UU. N.º 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005.

La invención se define en las siguientes reivindicaciones; siendo las otras formas de realización meramente de ejemplo.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de terapia de partículas que comprende:  
un sincrociclotrón (10; 502) para emitir un haz de partículas;  
5 un imán (12; 108) para afectar una dirección del haz de partículas para explorar el haz de partículas a través de al menos una parte de un objetivo de irradiación;  
en donde la exploración realizada por el sistema de terapia de partículas es una exploración de puntos; y  
caracterizado por que el sistema de terapia de partículas comprende, además:  
10 material de dispersión (120) que se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas a un tamaño del punto seleccionado entre múltiples tamaños de punto antes de la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación,  
en donde el material de dispersión (120) comprende dispersores mecánicos que se pueden mover dentro, o fuera, de una trayectoria del haz de partículas o un material piezoeléctrico que responde a un voltaje aplicado para aumentar o disminuir el espesor,  
en donde el tamaño del punto se puede cambiar de una ubicación de exploración a otra ubicación de exploración; y  
15 en donde el tamaño del punto se puede cambiar en una escala de tiempo del orden de décimas de segundo o menos.
2. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1 que comprende, además:  
un degradador (110; 920) para cambiar una energía del haz antes de la emisión del haz de partículas al objetivo de irradiación, estando el degradador aguas abajo del haz del material de dispersión con respecto al sincrociclotrón.
3. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1, en donde el sincrociclotrón comprende:  
20 una fuente de voltaje para proporcionar un voltaje de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar las partículas desde una columna de plasma, teniendo la cavidad un campo magnético que hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad;  
un canal de extracción para recibir las partículas aceleradas desde la columna de plasma y para emitir las partículas recibidas desde la cavidad; y  
25 un regenerador para proporcionar un impulso de campo magnético dentro de la cavidad para cambiar de este modo las órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma de modo que, finalmente, las partículas se emitan al canal de extracción;  
en donde el campo magnético está entre 4 Teslas (T) y 20 T y el impulso de campo magnético es como máximo de 2 Teslas.
- 30 4. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1, en donde el material de dispersión (120) comprende múltiples dispersores (120), pudiéndose mover cada uno de los múltiples dispersores dentro o fuera de una trayectoria del haz de partículas.
5. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 4, en donde sólo uno de los múltiples dispersores (120) se puede mover a la vez hacia la trayectoria del haz de partículas.
- 35 6. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1, en donde el material de dispersión (120) se puede configurar para cambiar un tamaño del punto del haz de partículas durante un curso de tratamiento del objetivo de irradiación.
7. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1, en donde el tamaño del punto se puede cambiar en una escala de tiempo del orden de las decenas de milisegundos.
- 40 8. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1, que comprende, además:  
un sistema de exploración para recibir el haz de partículas desde el sincrociclotrón y realizar una exploración de puntos de al menos una parte del objetivo de irradiación con el haz de partículas, comprendiendo el sistema de exploración el imán; y  
45 un pórtico en el que se montan el sincrociclotrón y al menos una parte del sistema de exploración, estando configurado el pórtico para mover el sincrociclotrón y al menos una parte del sistema de exploración alrededor del objetivo de irradiación.



9. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 8, en donde el sistema de exploración comprende:  
estructuras para mover el haz de partículas emitido desde el sincrociclotrón en tres dimensiones con respecto al objetivo de irradiación;  
estando el material de dispersión entre las estructuras.
- 5 10. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 9, en donde el material de dispersión comprende material piezoeléctrico que responde a un voltaje aplicado para aumentar o disminuir el espesor.
11. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1 que comprende, además:  
un sistema de exploración para recibir el haz de partículas desde el sincrociclotrón y realizar la exploración de al menos una parte de un objetivo de irradiación con el haz de partículas, siendo el imán parte del sistema de exploración; y
- 10 uno o más dispositivos de procesamiento para controlar el sistema de exploración para explorar una sección transversal del objetivo de irradiación de acuerdo con un patrón de cuadrícula irregular.
12. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 11, en donde, en el patrón de cuadrícula irregular, la separación entre los puntos a explorar varía.
- 15 13. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 11, en donde el patrón de cuadrícula irregular tiene un perímetro que corresponde a un perímetro de la sección transversal del objetivo de irradiación.
14. El sistema de terapia de partículas de la reivindicación 1 que comprende, además:  
uno o más dispositivos de procesamiento para controlar el imán para explorar la sección transversal del objetivo de irradiación de acuerdo con un patrón de cuadrícula irregular, y para controlar una energía del haz de partículas entre la exploración de diferentes secciones transversales del objetivo de irradiación.

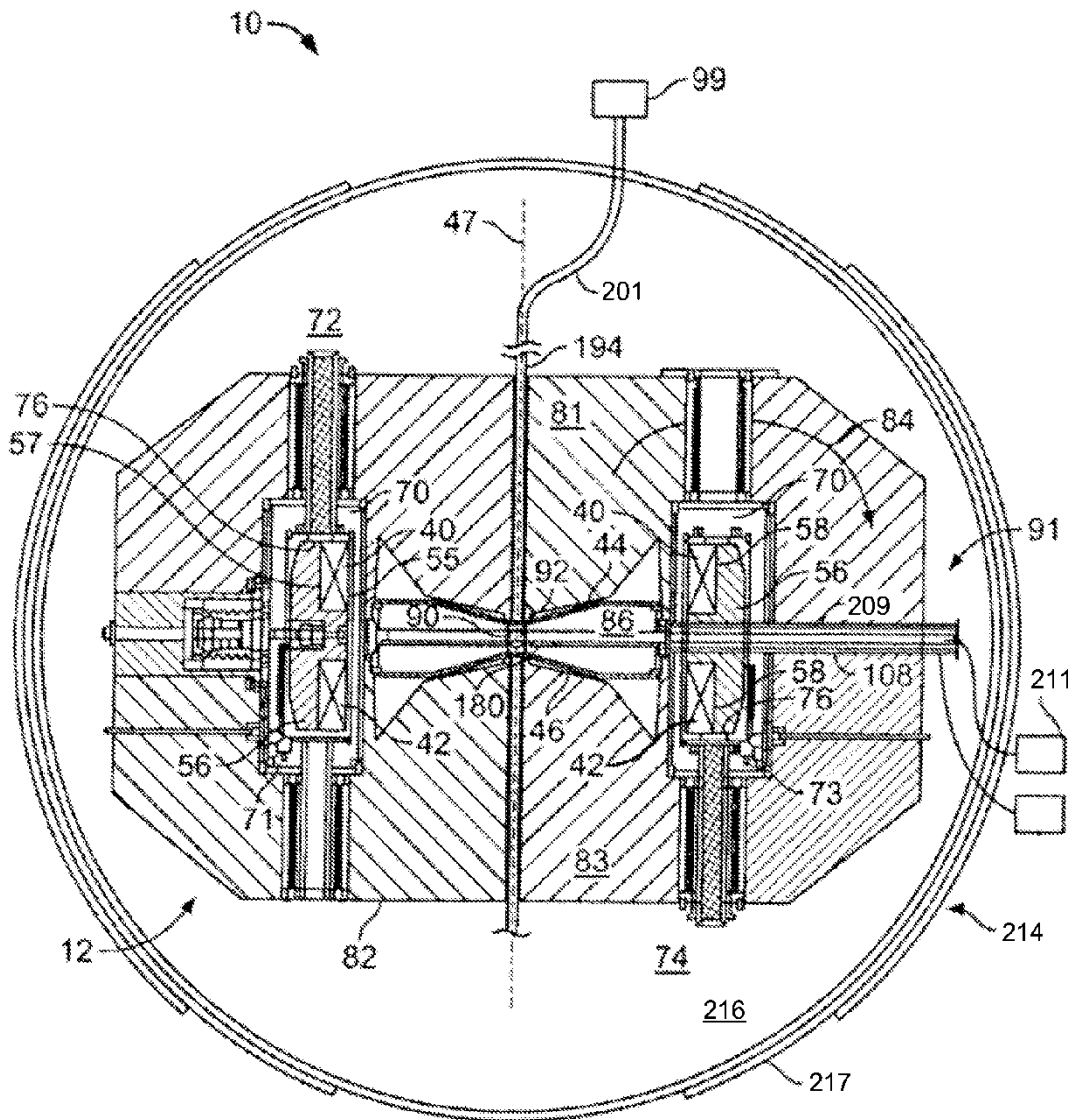


FIG. 1

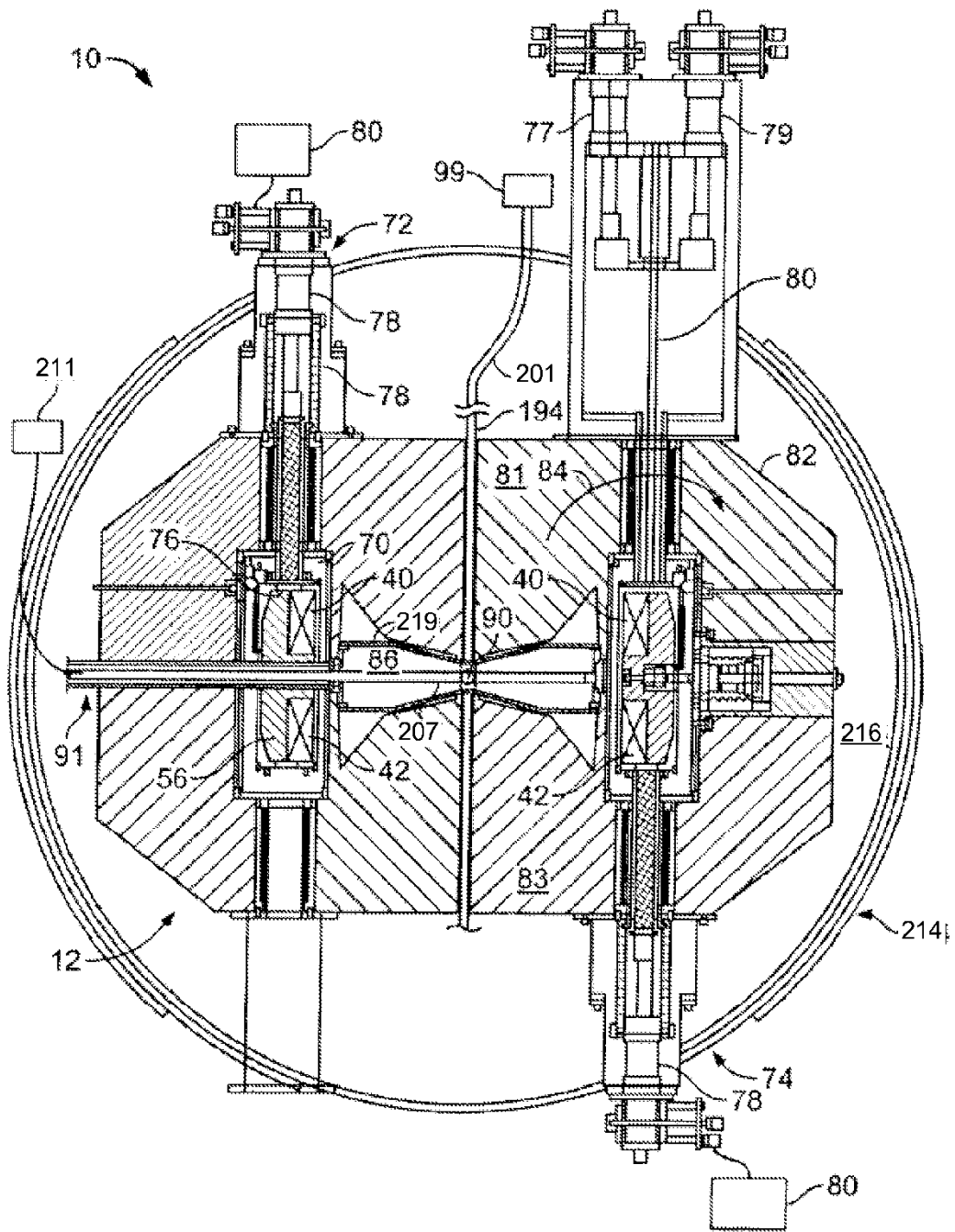


FIG. 2

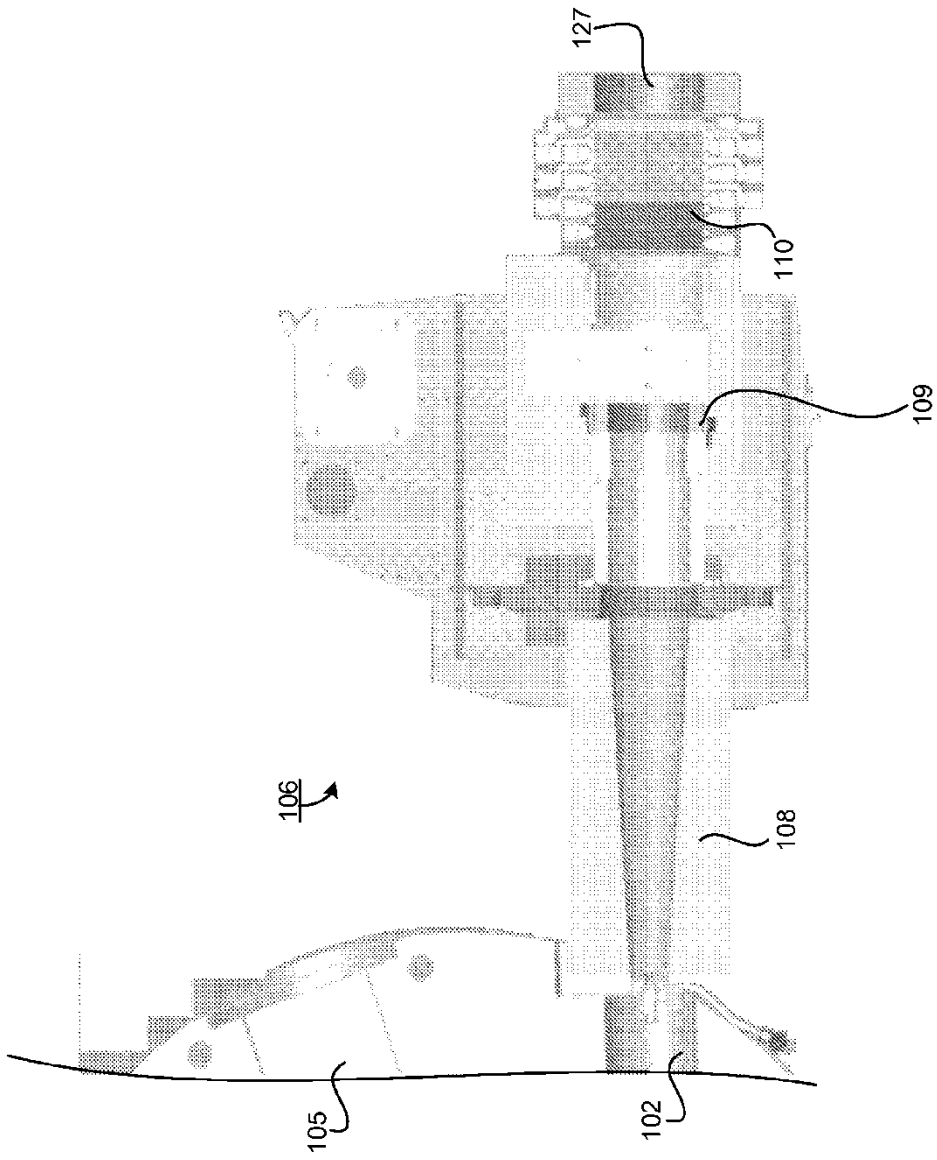


FIG. 3

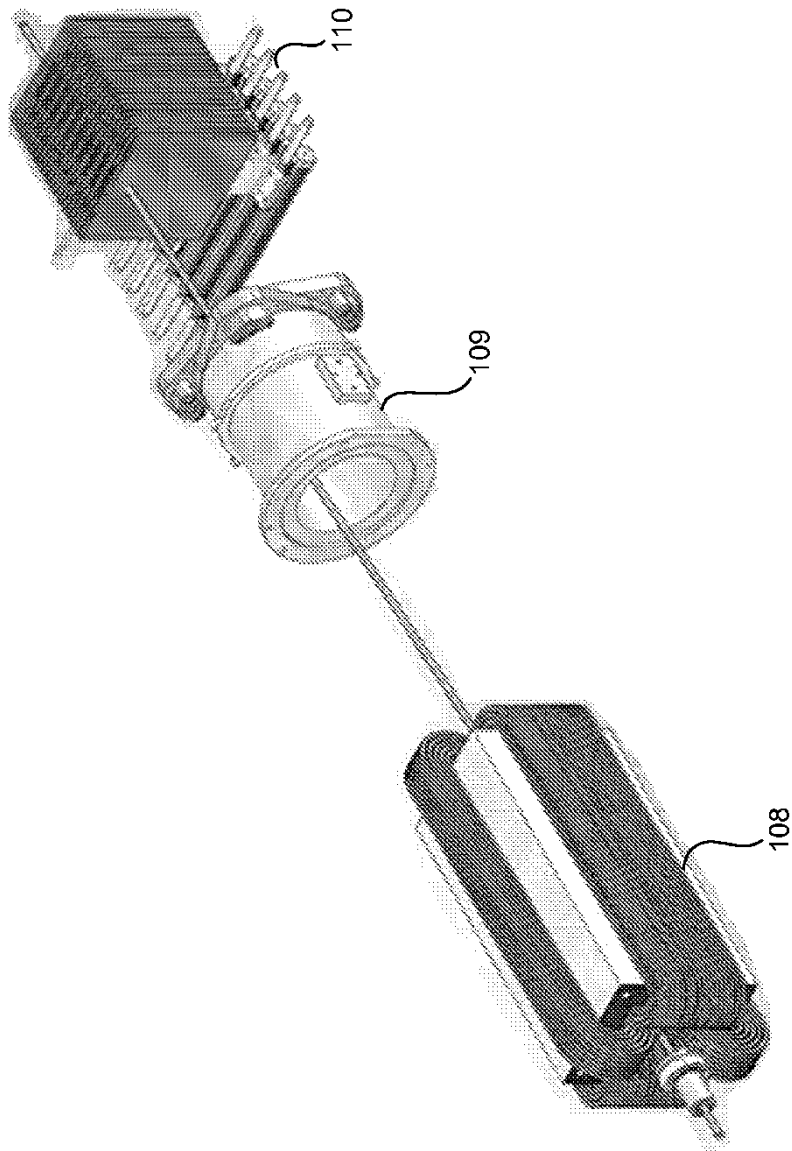


FIG. 4

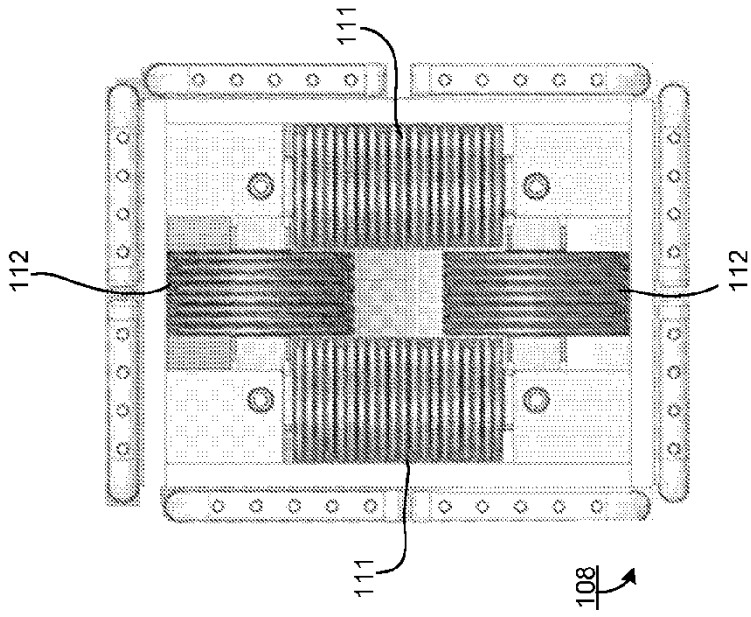


FIG. 5

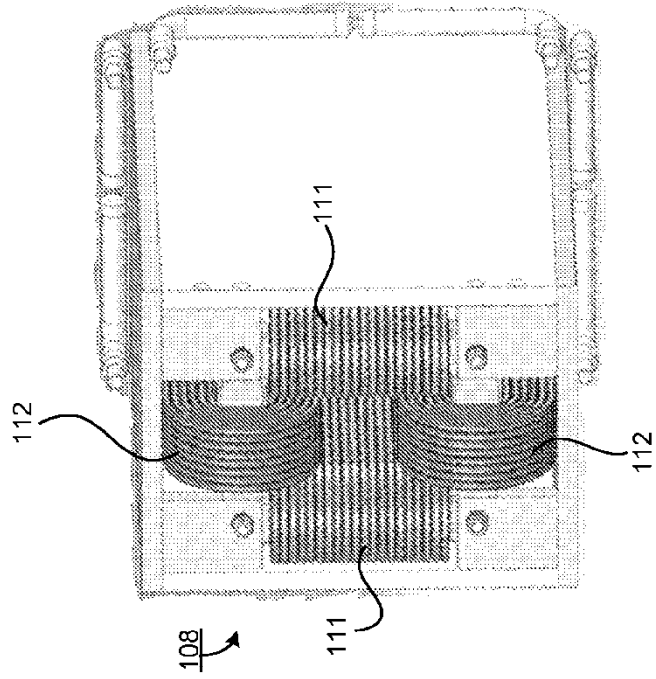


FIG. 6

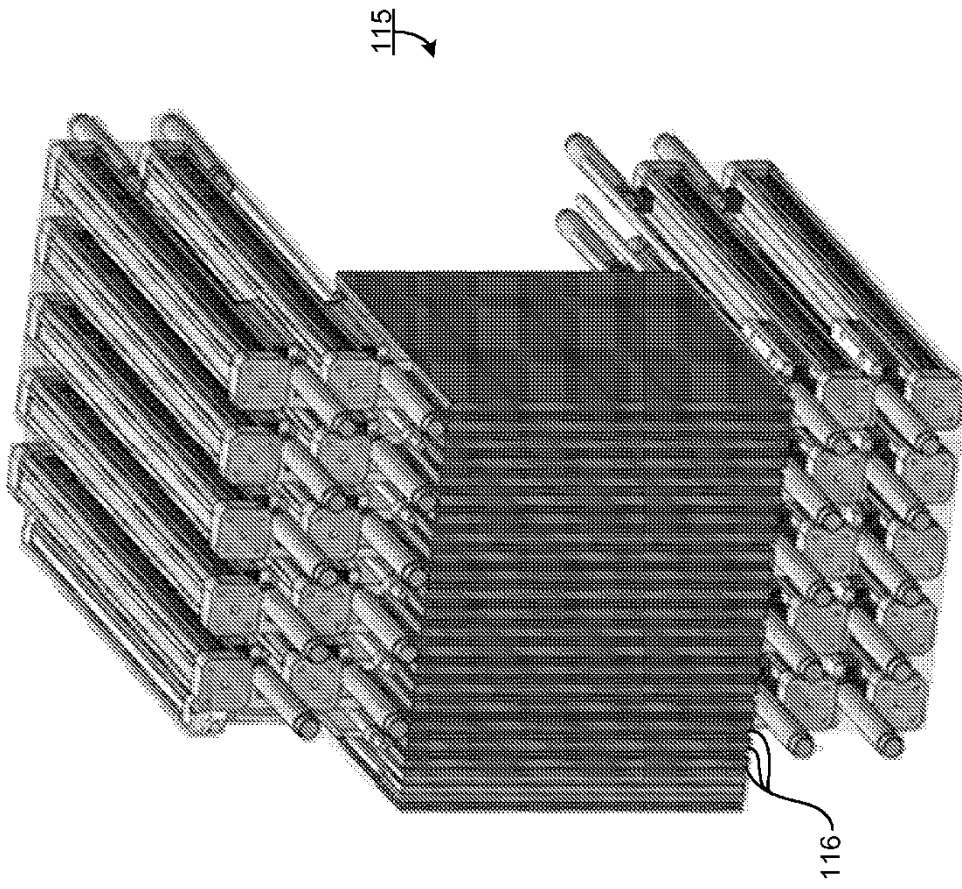


FIG. 7

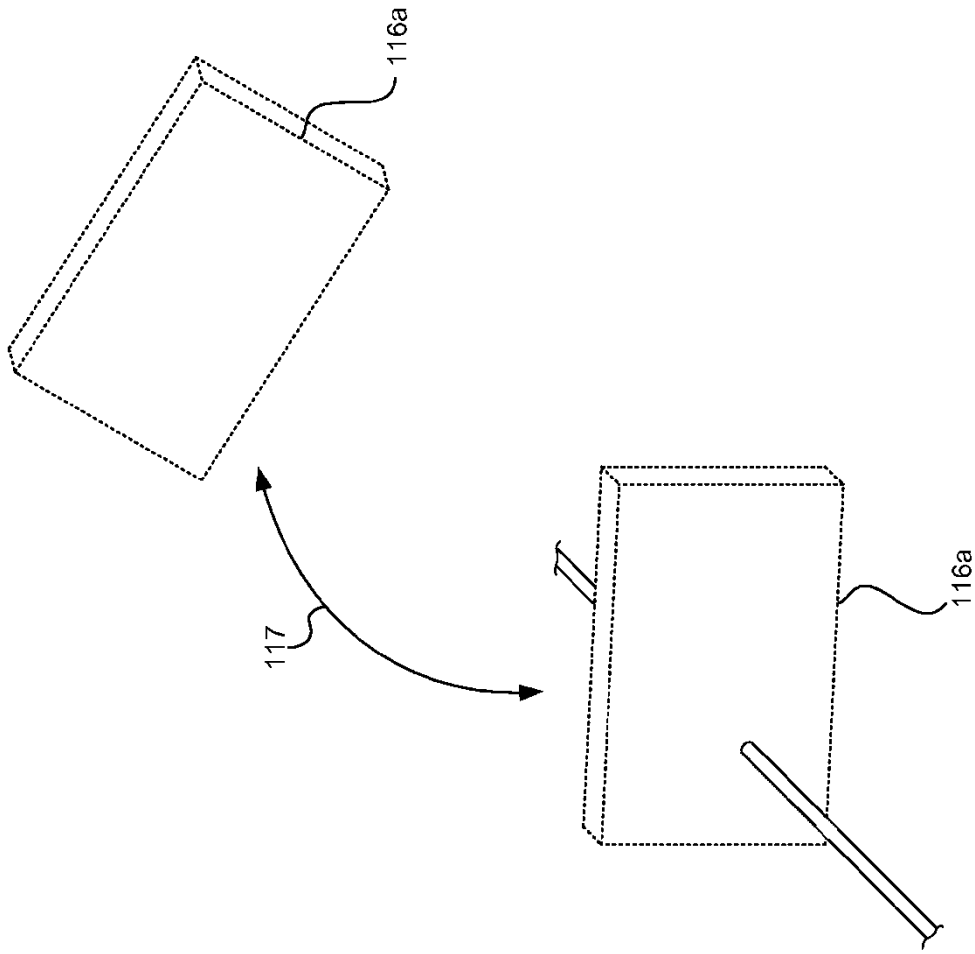


FIG. 8



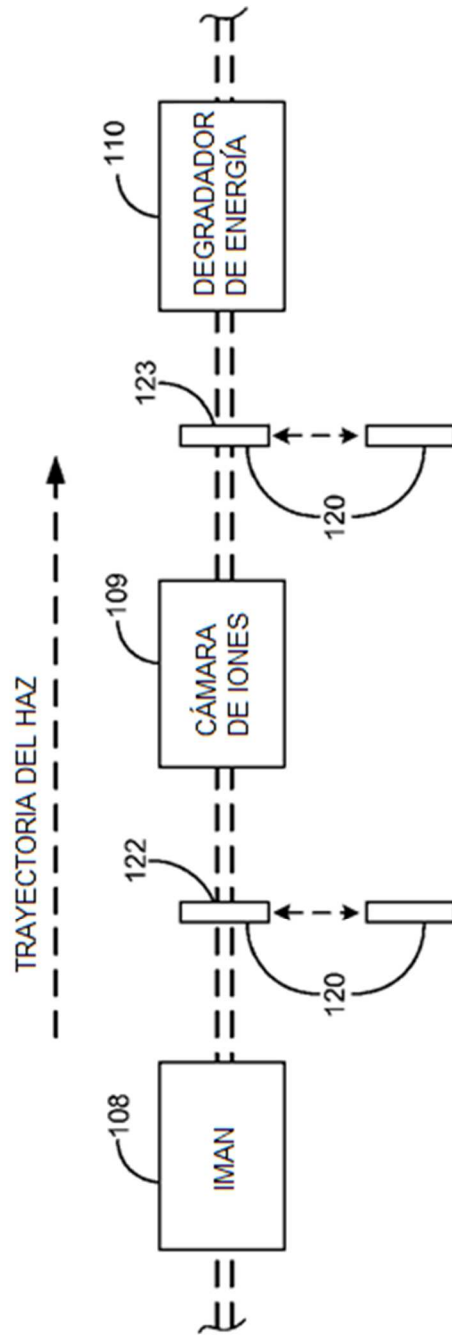


FIG. 9

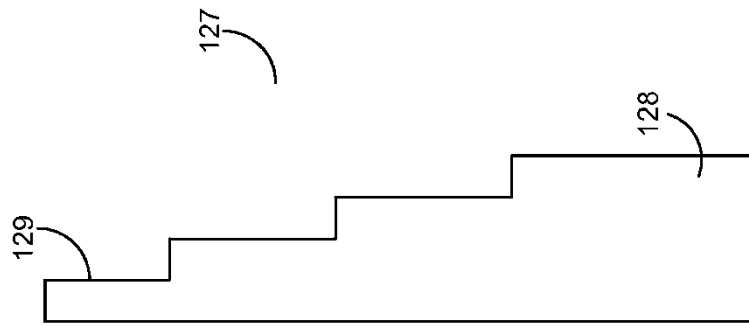


FIG. 11

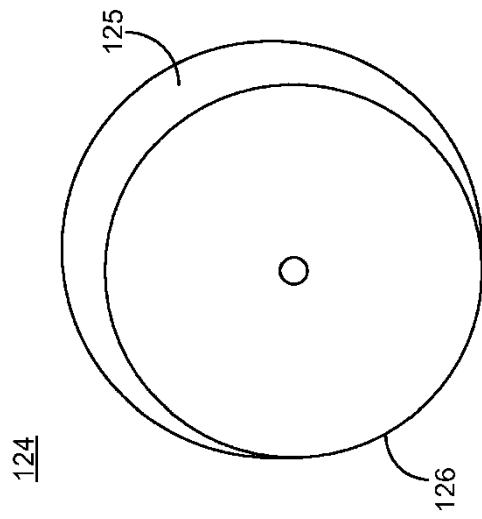


FIG. 10

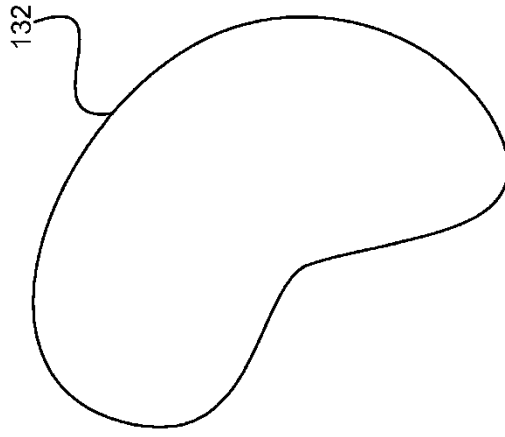


FIG. 13

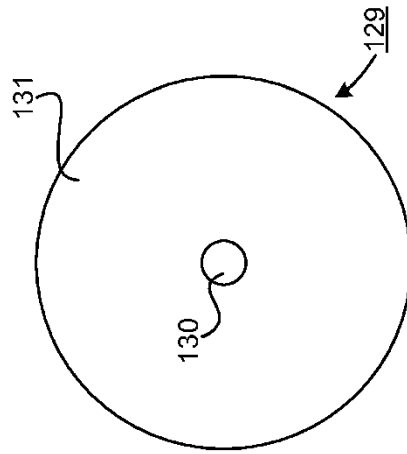


FIG. 12

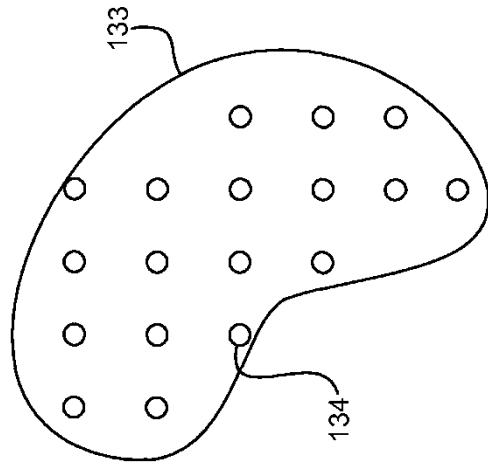


FIG. 14

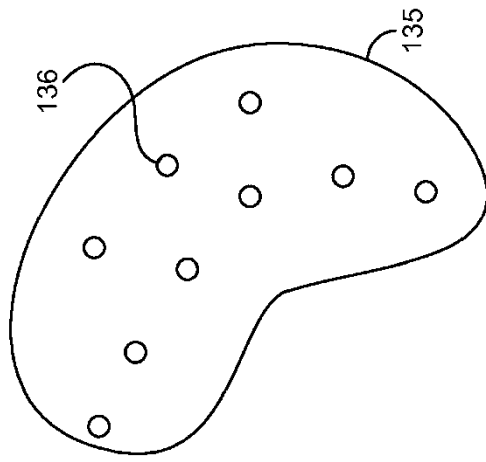


FIG. 15

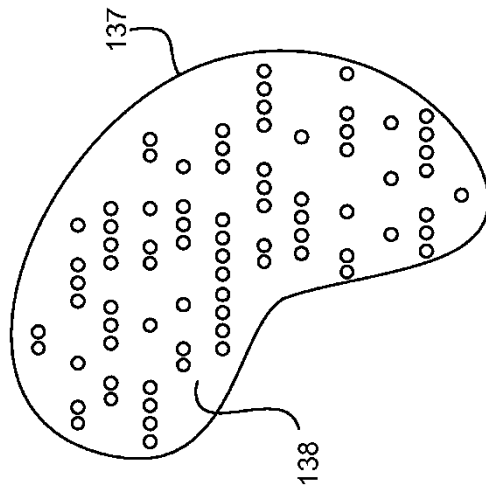


FIG. 16

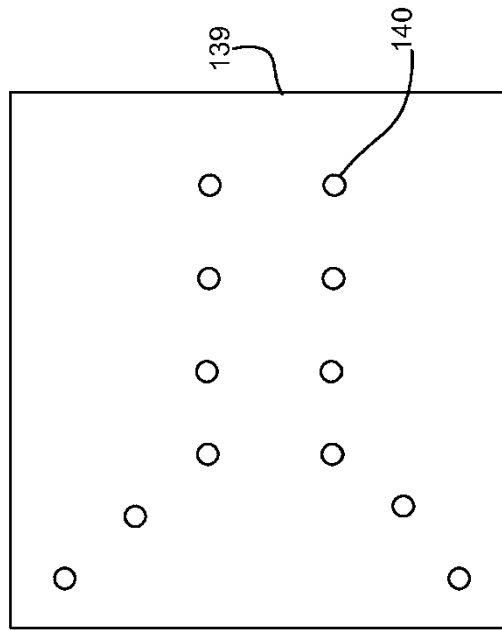


FIG. 17

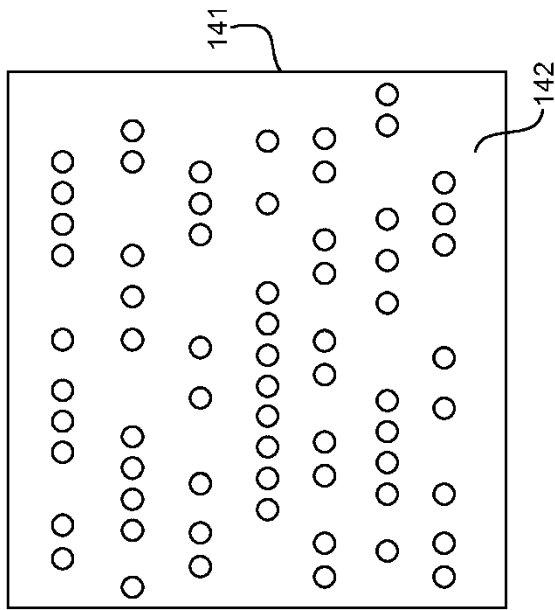


FIG. 18

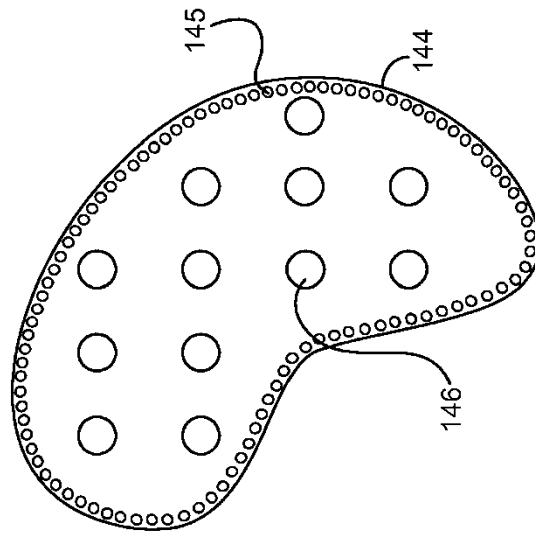


FIG. 19

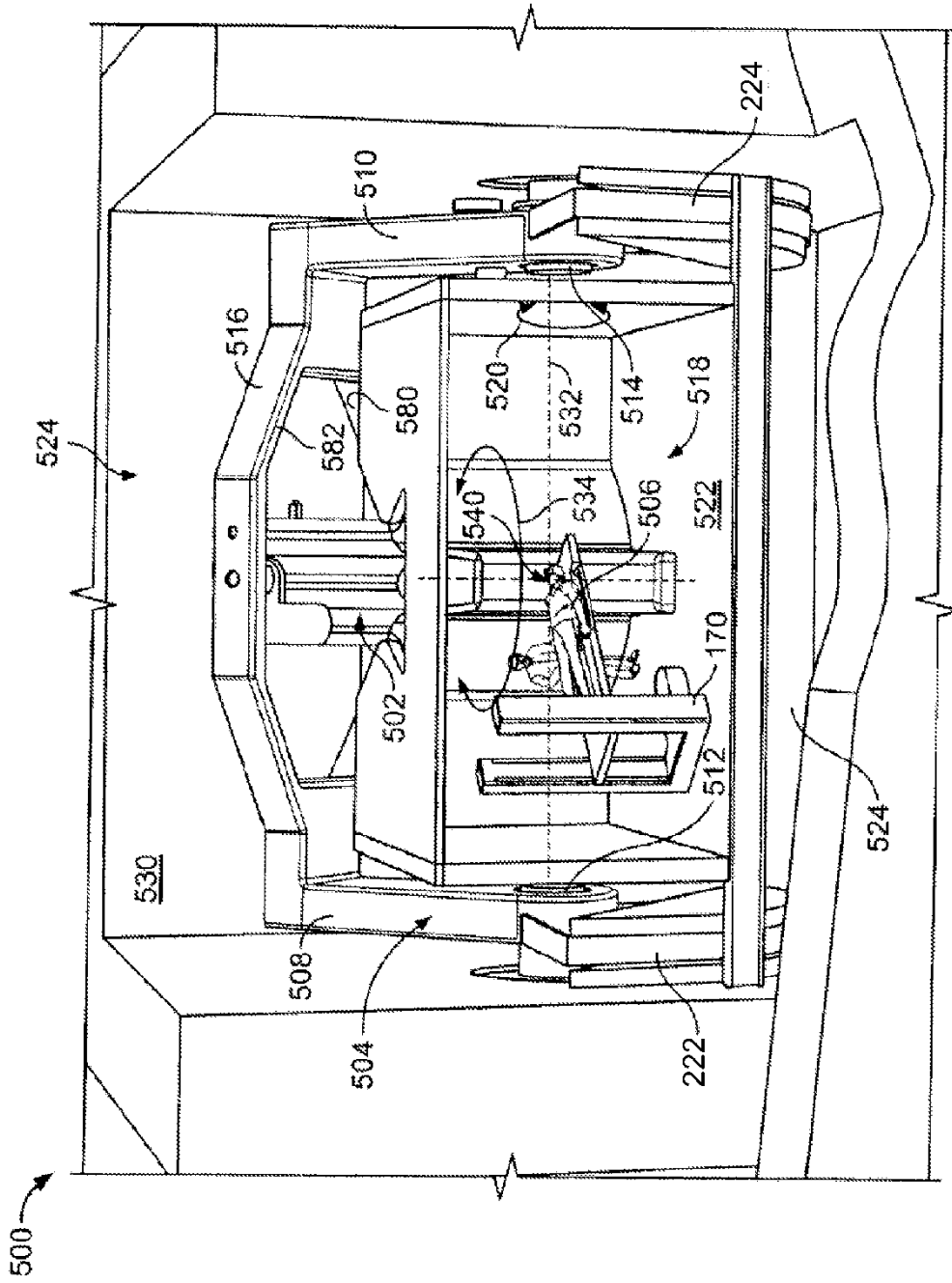


FIG. 20

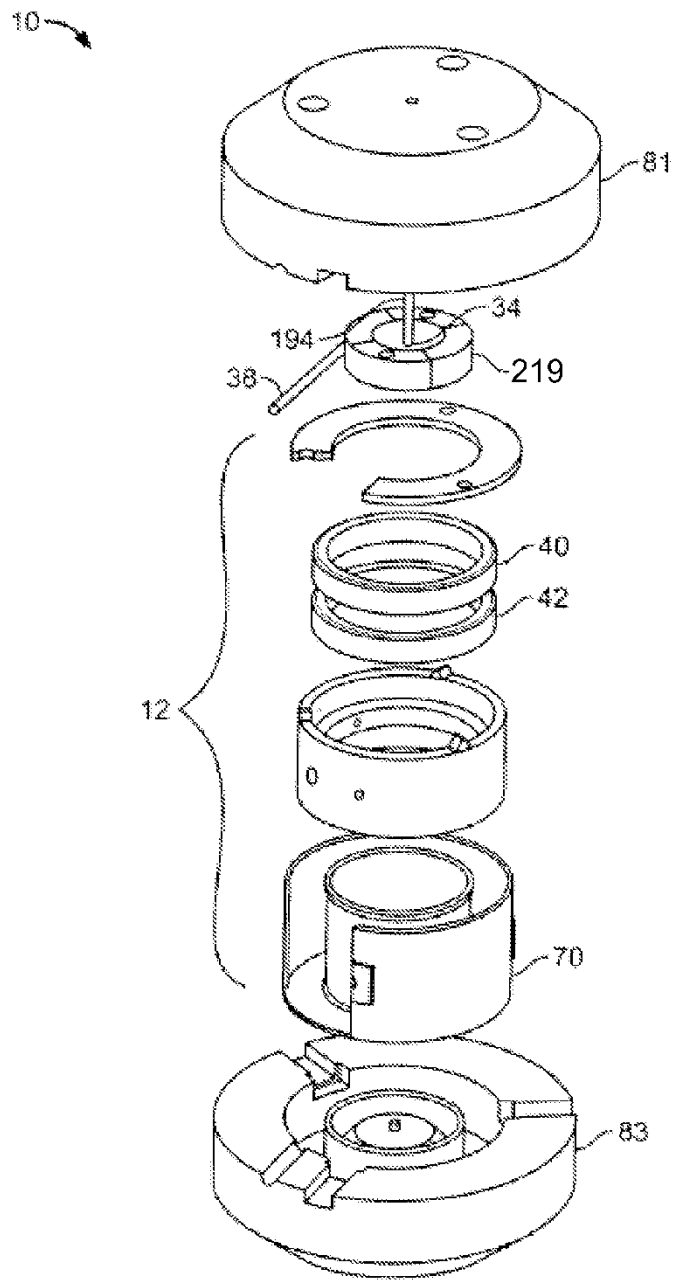


FIG. 21



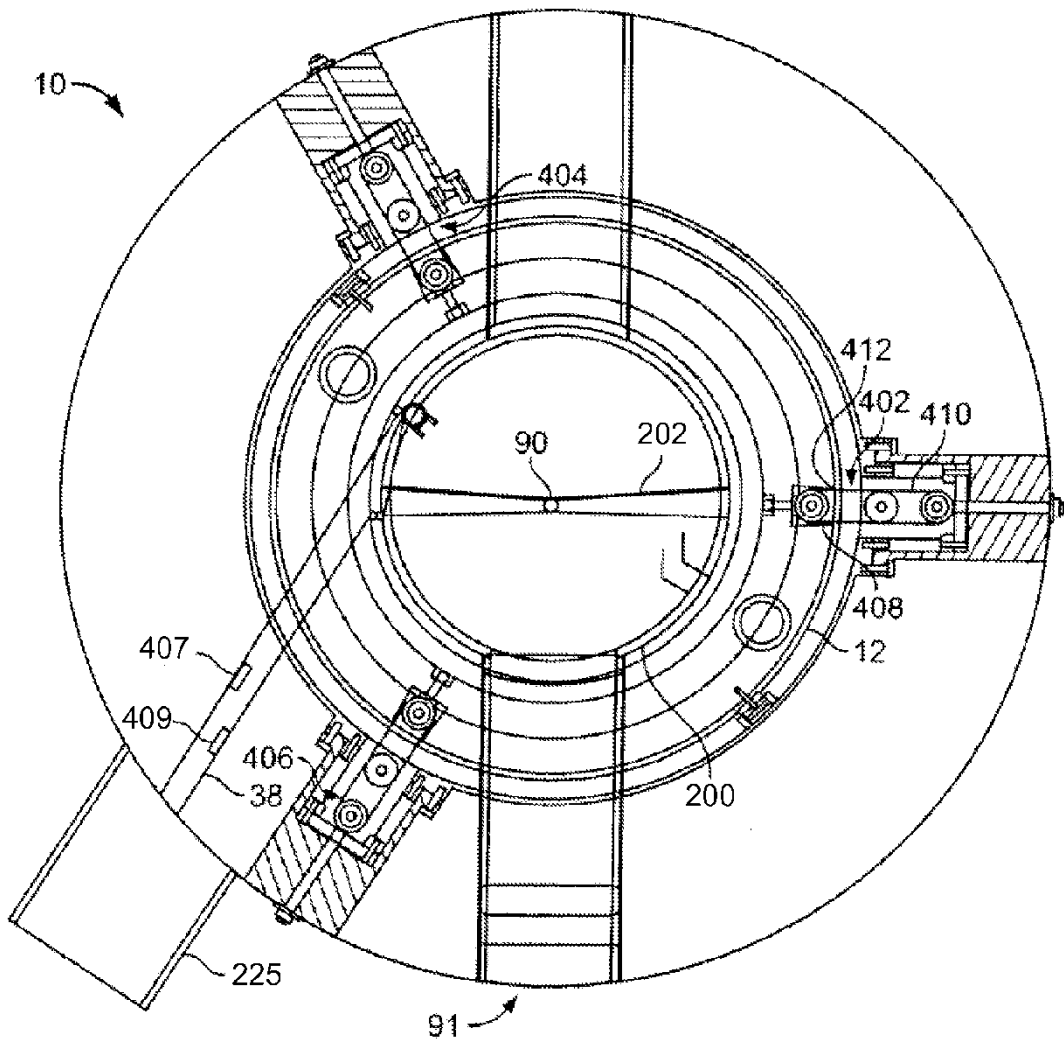


FIG. 22

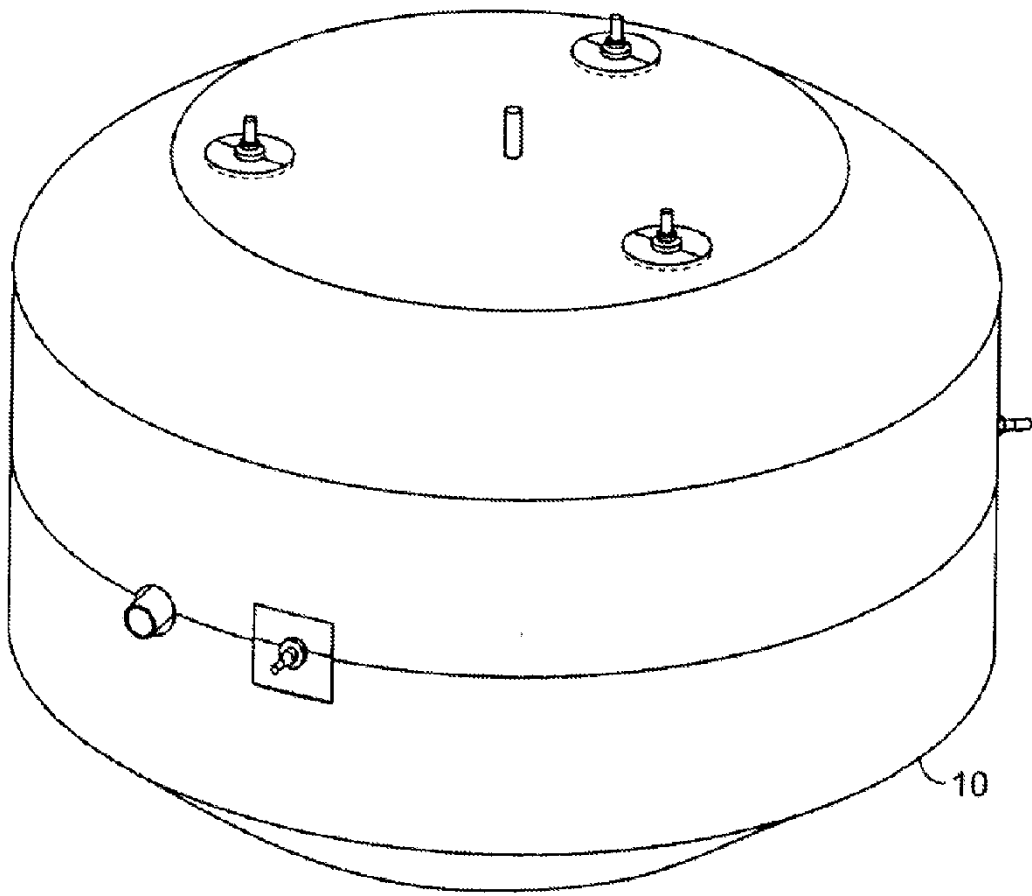


FIG. 23

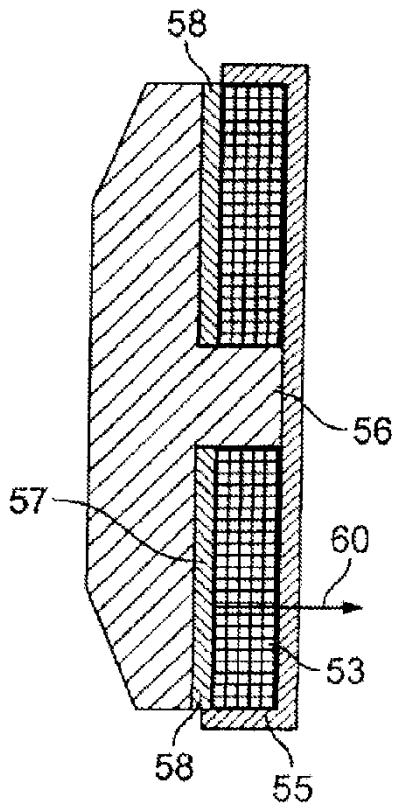


FIG. 24

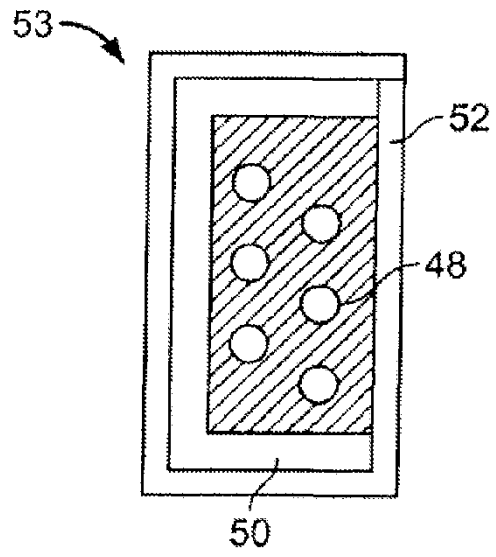


FIG. 25

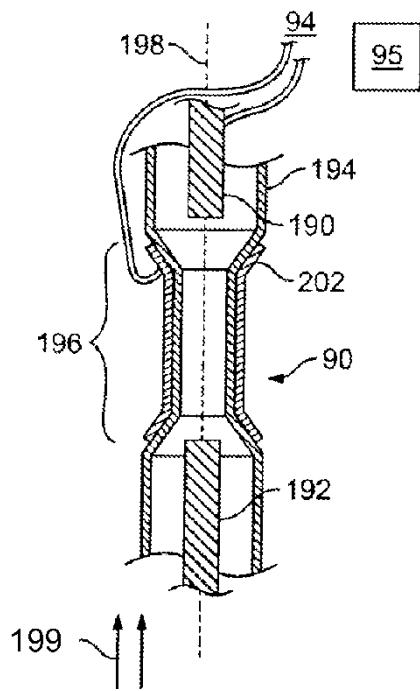


FIG. 26

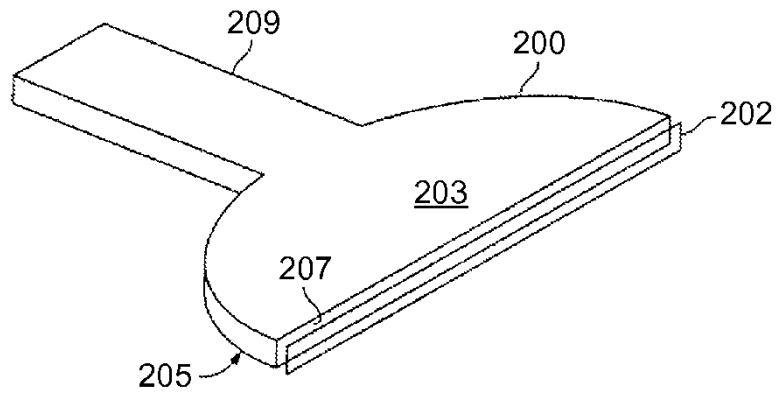


FIG. 27

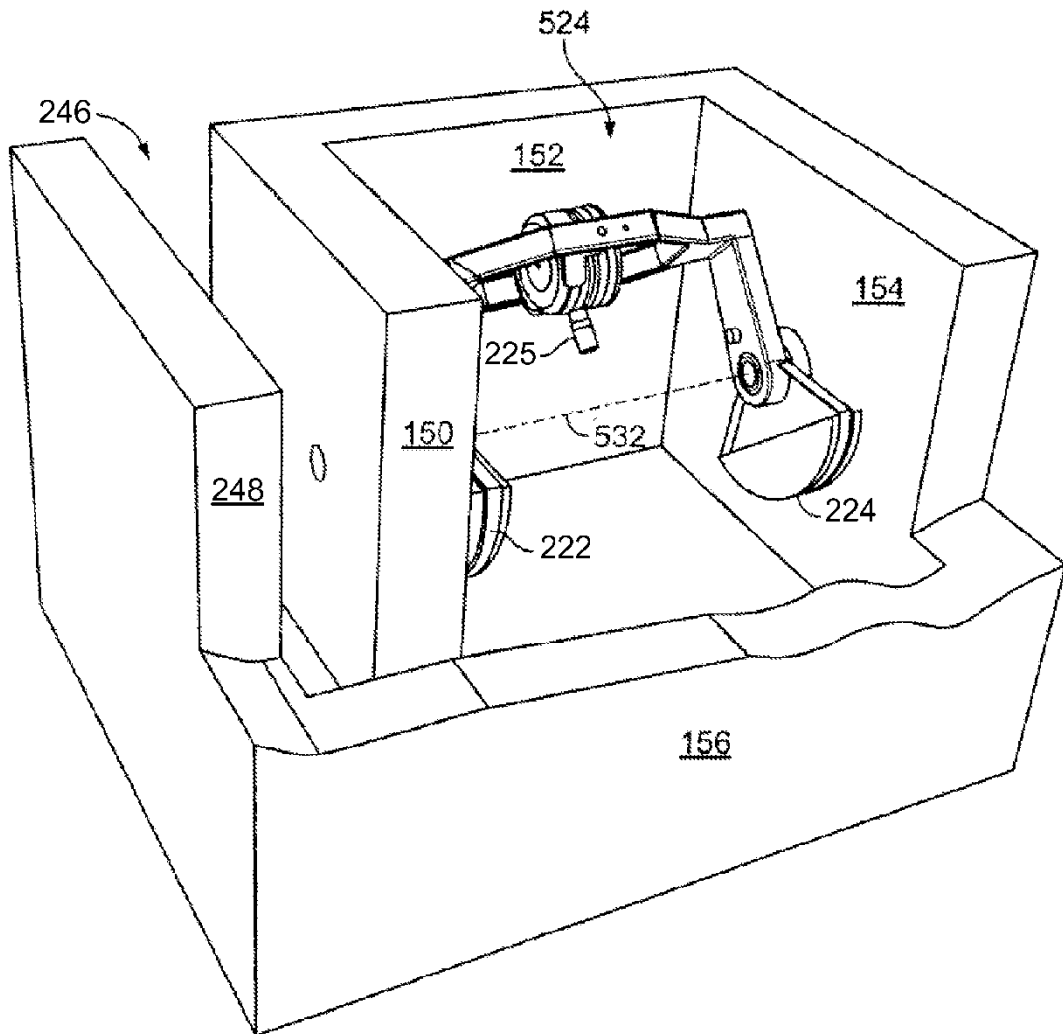


FIG. 28

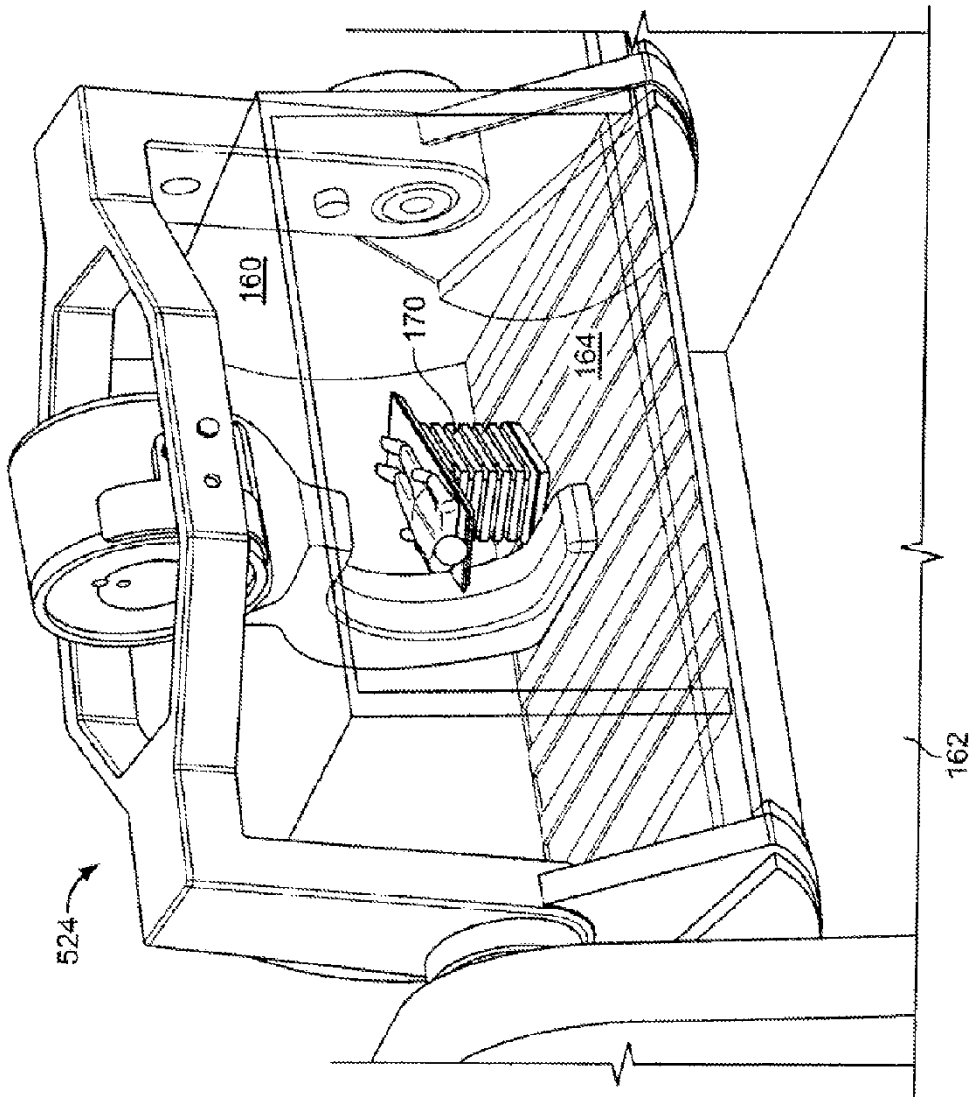


FIG. 29

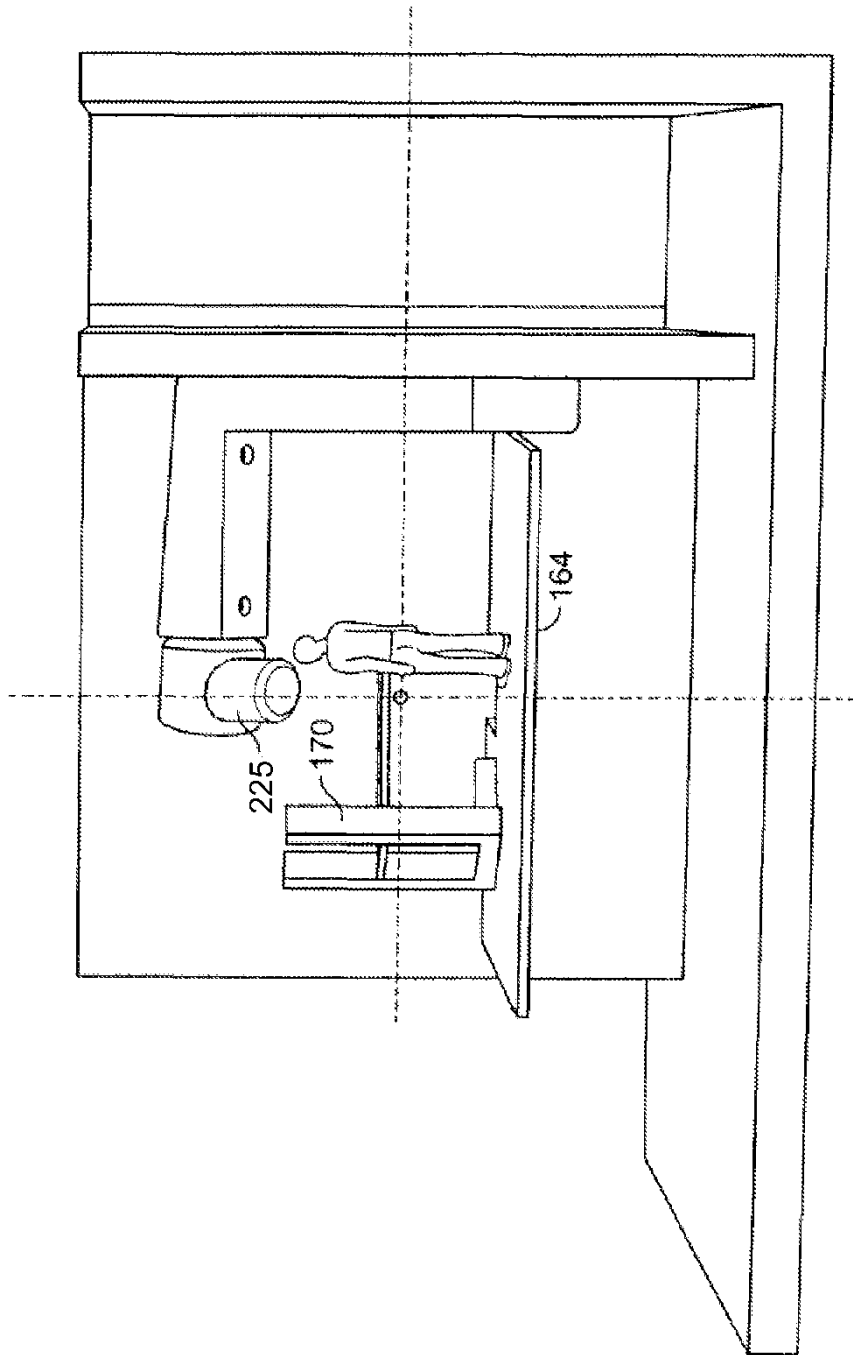


FIG. 30

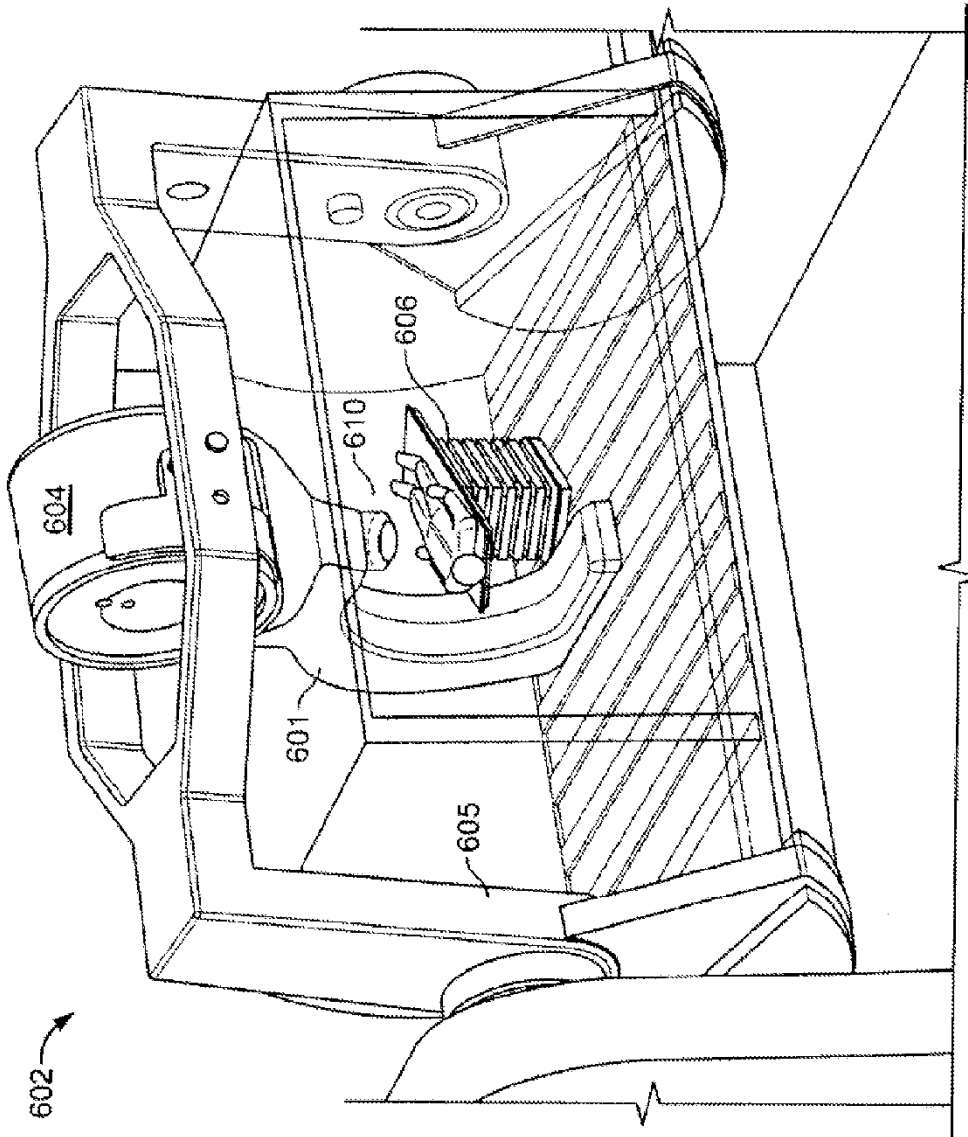


FIG. 31



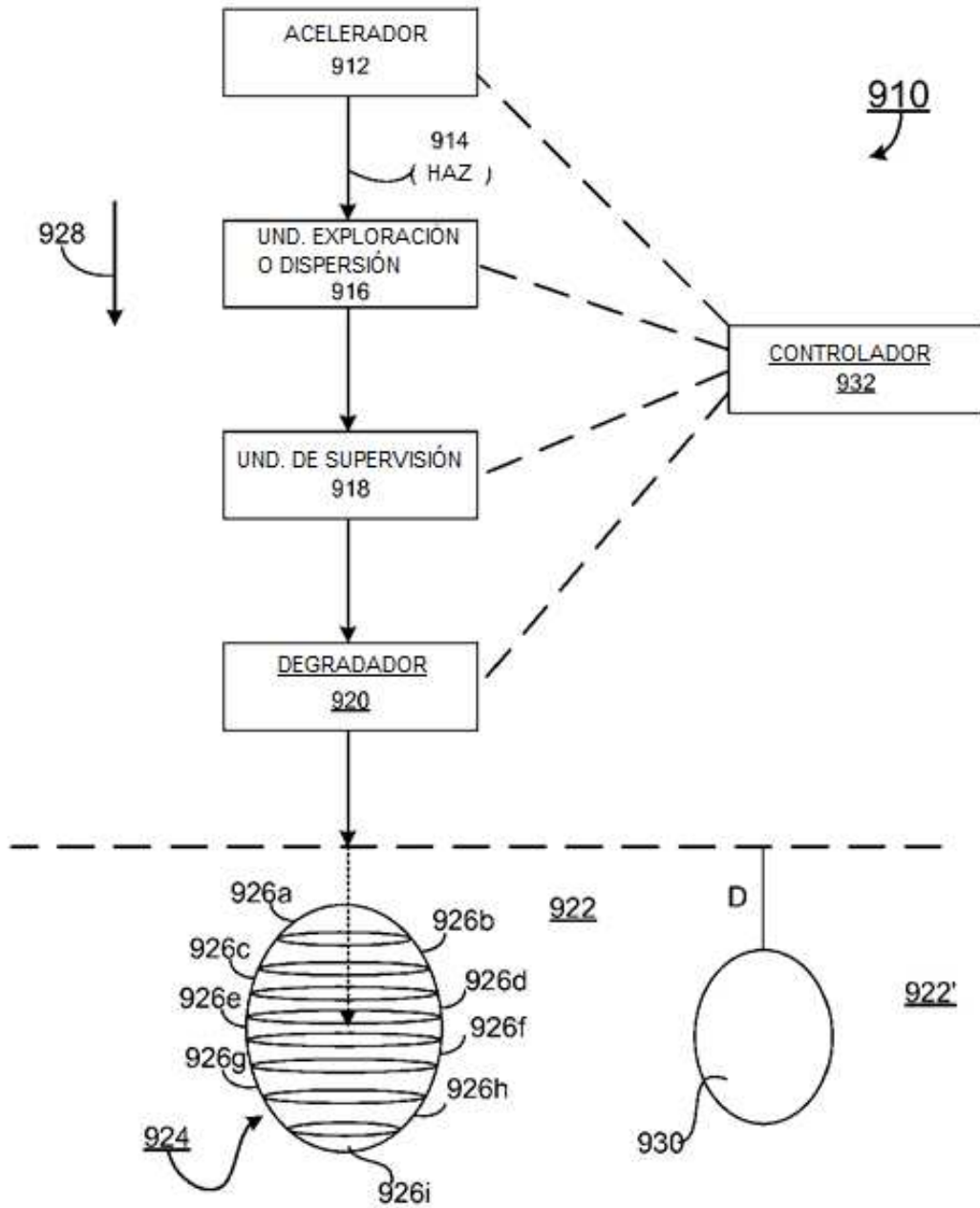


FIG. 32

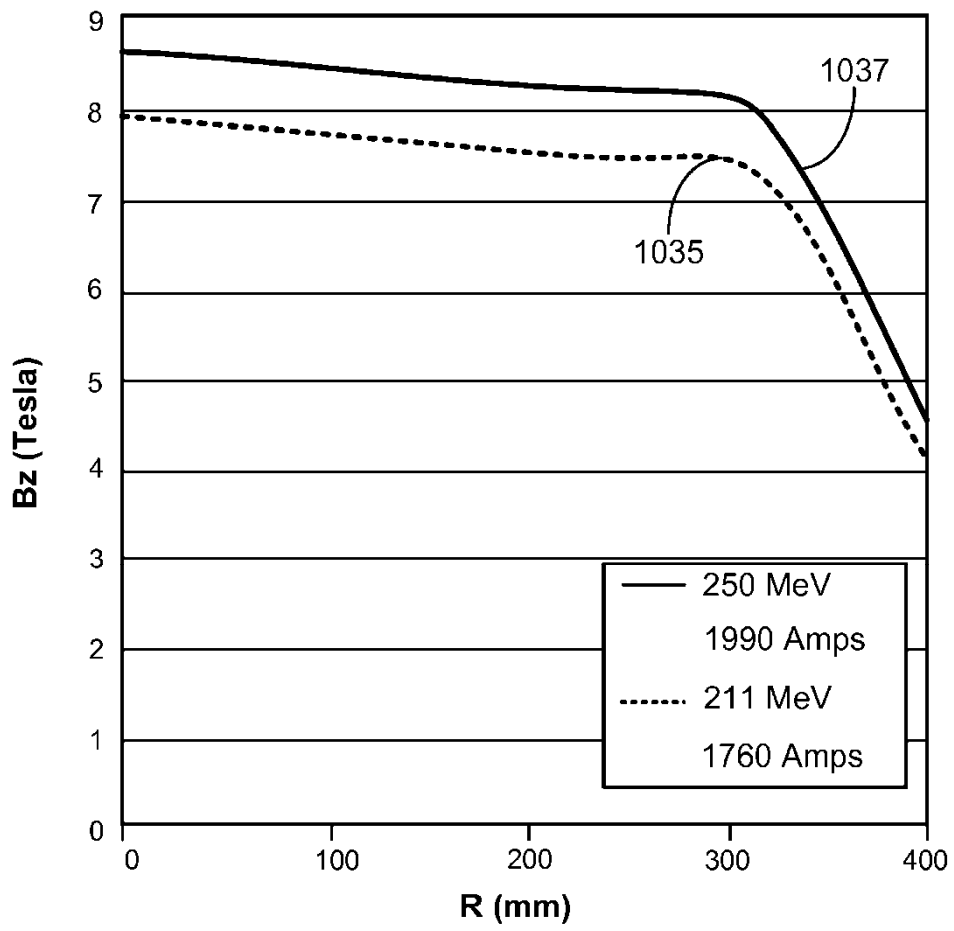


FIG. 33

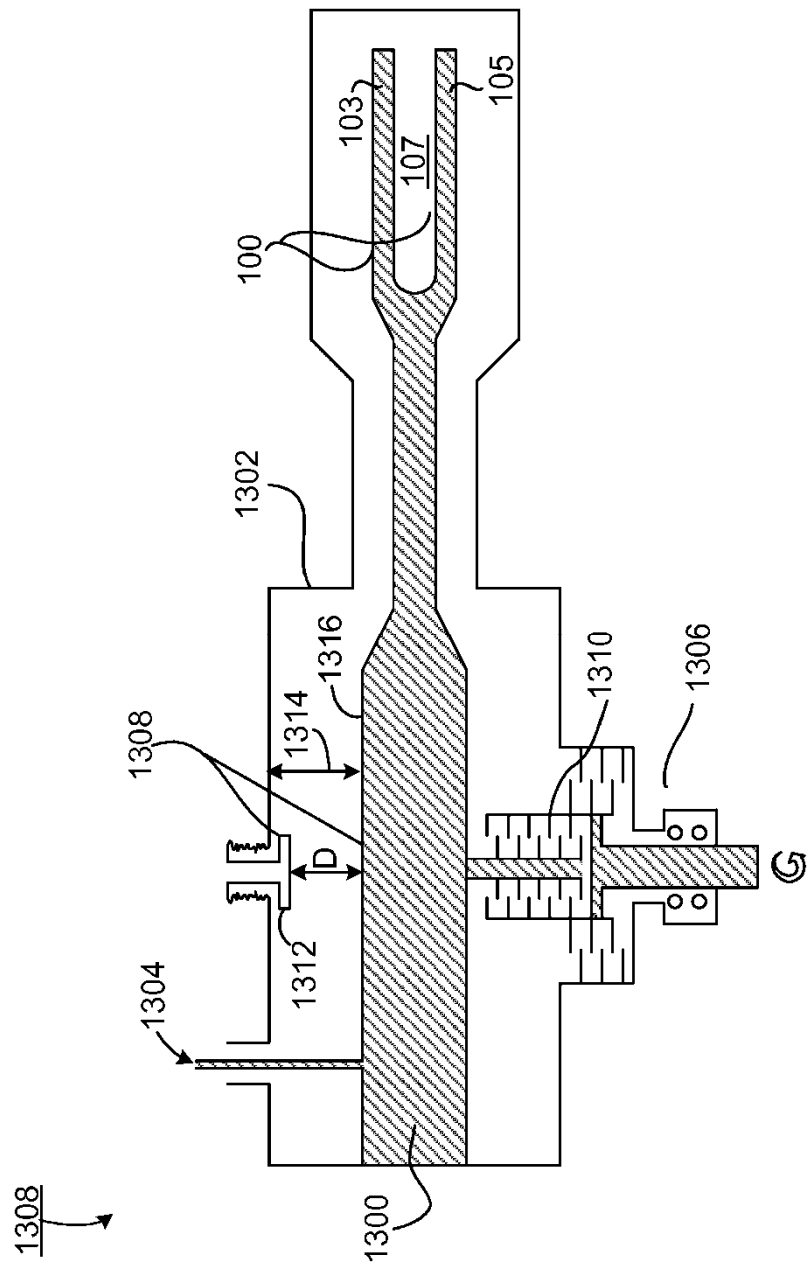


FIG. 34

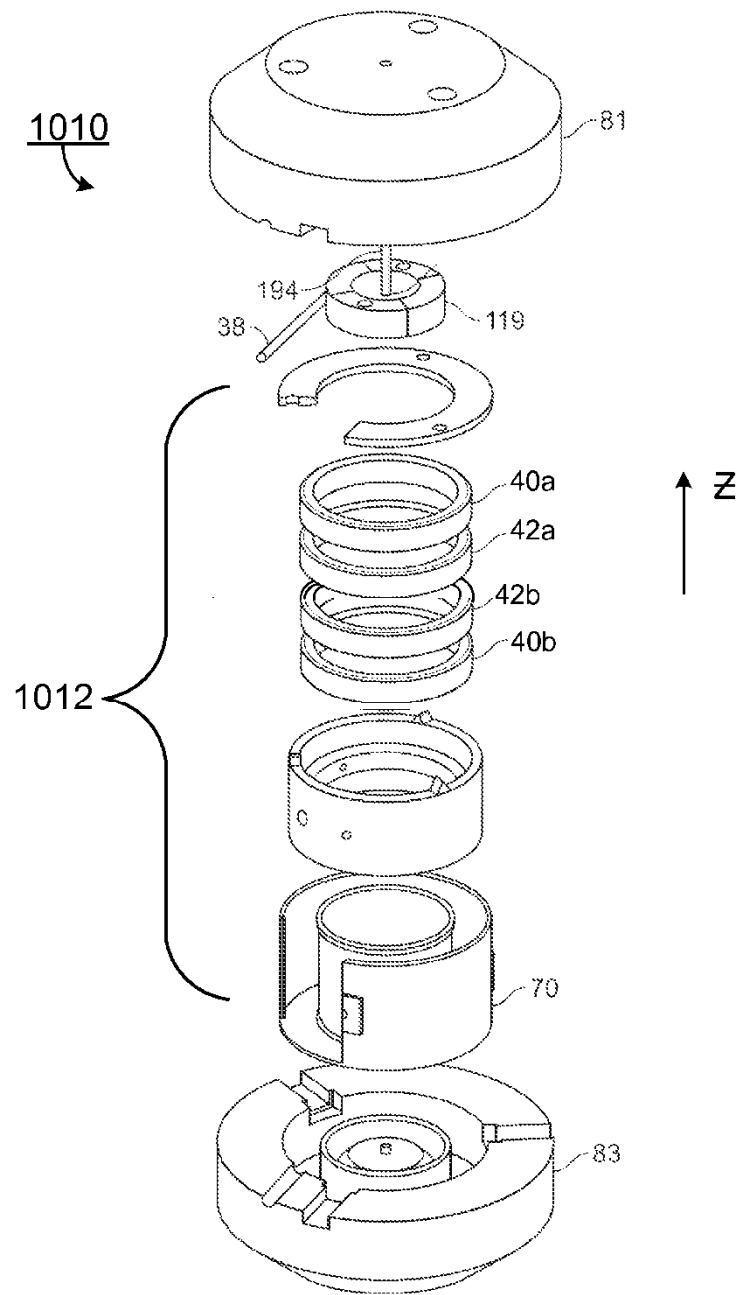


FIG. 35