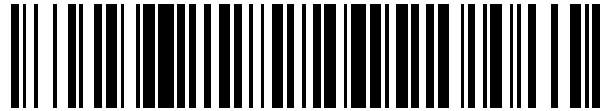


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 716 130**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.09.2015** **E 15183802 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.11.2018** **EP 2995348**

54 Título: **Sistema de colocación de pacientes**

30 Prioridad:

09.09.2014 US 201414481609

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

10.06.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

BOUCHET, LIONEL G. y
RAKES, RICHARD BRUCE

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 716 130 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de colocación de pacientes

Campo técnico

5 Esta divulgación se refiere, en general, a un sistema de colocación de pacientes para usarse en aplicaciones médicas, tales como terapia con protones.

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

15 El haz de partículas se usa para tratar un paciente. Normalmente, un tumor se fija como objetivo con el haz de partículas con el fin de destruir todo el tumor o parte del mismo. La aplicación del haz de partículas en un lugar apropiado incluye colocar al paciente de modo que el haz pueda aplicarse al objetivo.

20 La publicación internacional WO 2006/083703 A2 da a conocer un método para proporcionar terapia de radiación a tejido objetivo en un paciente que permite el ajuste de la posición vertical del sofá del paciente para tener en cuenta errores introducidos por el peso soportado por el sofá en sus posiciones deseadas para el tratamiento. El método contempla además determinar la ubicación inicial del centro del tejido objetivo con respecto a la estructura de inmovilización que soporta el paciente, para eliminar errores producidos por el equipo de detección de posición secundario.

25 En la publicación internacional WO 99/27839, se fusionan imágenes tomadas por un sistema de cámara con imágenes de plano obtenidas previamente. Además, un sistema de obtención de imágenes adicional, tal como sistemas de obtención de imágenes MR, CT o US intraoperativos visualizan la anatomía del paciente.

Sumario

La presente invención se refiere a un método de colocación de un paciente para su tratamiento tal como se define en la reivindicación 1 y a un sistema de tratamiento para una sala de tratamiento tal como se define en la reivindicación 6. Las reivindicaciones dependientes se refieren a realizaciones preferidas del método según la reivindicación 1 y el sistema de tratamiento según la reivindicación 6.

30 El control de los diversos sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, puede implementarse por medio de un producto de programa informático que incluye instrucciones que se almacenan en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios, y que pueden ejecutarse en uno o más dispositivos de procesamiento (por ejemplo, microprocesador(es), circuitos integrados específicos para aplicación, dispositivos de lógica programable tales como matrices de compuerta de campo programable, o similares). Los sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, pueden implementarse en un aparato, método, o sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria de ordenador para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones mencionadas.

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

45 Determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento puede comprender: determinar, a partir de la imagen, una ubicación del objetivo de irradiación en relación con ubicaciones de los puntos de referencia; determinar ubicaciones de los puntos de referencia en relación con un sistema de coordenadas de referencia externo a la imagen; y determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia en relación con el sistema de coordenadas de referencia y la ubicación del objetivo de irradiación a partir de la imagen. El sistema de tratamiento puede presentar un isocentro. Mover el sofá de tratamiento a la posición de tratamiento puede comprender mover el sofá de tratamiento de modo que la ubicación del objetivo de irradiación corresponde a la ubicación del isocentro. El sistema de coordenadas de referencia externo a la imagen puede formar parte de un espacio de mundo real que incluye el sistema de tratamiento.

50 El método a modo de ejemplo puede comprender fijar el paciente al sofá de tratamiento en relación con los puntos de referencia; o fijar los puntos de referencia en relación con el paciente.

Mover el sofá de tratamiento a la posición de tratamiento puede realizarse usando un mecanismo robótico que mueve el sofá de tratamiento automáticamente de una posición de obtención de imágenes en la que la imagen se

capta a la posición de tratamiento mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento. Mover el sofá de tratamiento puede realizarse manualmente mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento.

Asociar puntos de referencia con el paciente puede comprender disponer puntos de referencia en el paciente. Asociar puntos de referencia con el paciente puede comprender identificar marcas anatómicas en el paciente, y designar las marcas anatómicas para ser los puntos de referencia. Asociar puntos de referencia con el paciente puede comprender disponer una estructura sobre al menos parte del paciente, y fijar los puntos de referencia a la estructura.

El método a modo de ejemplo puede comprender, además: determinar una orientación del objetivo de irradiación basándose en ubicaciones de los puntos de referencia en la sala de tratamiento y en la imagen; y orientar el tratamiento basándose en la orientación del objetivo de irradiación.

El método a modo de ejemplo puede comprender, además: rastrear el movimiento de los puntos de referencia a lo largo del tiempo; y controlar el movimiento del sofá de tratamiento basándose en el movimiento de los puntos de referencia y/o controlar el tratamiento basándose en el movimiento de los puntos de referencia. Captar la imagen de los puntos de referencia puede comprender captar la imagen en momentos diferentes. El método a modo de ejemplo puede comprender, además: identificar el movimiento de los puntos de referencia basándose en diferentes posiciones de los puntos de referencia en momentos diferentes; y controlar el tratamiento basándose en el movimiento.

Un sistema de tratamiento a modo de ejemplo comprende: un sofá de tratamiento para sujetar a un paciente; puntos de referencia asociados con el paciente; un sistema de obtención de imágenes para captar una imagen de los puntos de referencia y de un objetivo de irradiación mientras el paciente se encuentra en el sofá de tratamiento, en la que la imagen se capta en una sala de tratamiento en la que va a realizarse el tratamiento; un mecanismo para mover el sofá de tratamiento; y un sistema informático programado para alinear ubicaciones de los puntos de referencia a los puntos de referencia en la imagen, y para determinar una ubicación del objetivo de irradiación en relación con un sistema de tratamiento basándose en ubicaciones de los puntos de referencia y basándose en la imagen. El movimiento del sofá de tratamiento a una posición de tratamiento en la sala de tratamiento puede realizarse basándose en la ubicación del objetivo de irradiación. El sistema de tratamiento a modo de ejemplo puede incluir una o más de las siguientes características, o bien por separado o bien en combinación.

El sistema de obtención de imágenes puede configurarse para captar imágenes internas del paciente y de los puntos de referencia. El sistema de obtención de imágenes puede ser un primer sistema de obtención de imágenes y el sistema de tratamiento también comprende un segundo sistema de obtención de imágenes que está configurado para captar imágenes externas de los puntos de referencia.

El sistema de obtención de imágenes puede comprender una o más de las siguientes: un dispositivo de rayos X para captar una imagen radiografiada, un dispositivo de tomografía computarizada (CT) para captar una imagen de CT, un dispositivo de obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI) para captar una imagen de MRI, un dispositivo de tomografía de emisión de positrones (PET) para captar una imagen de PET, una imagen captada por un dispositivo de obtención de imágenes de superficie de vídeo, o una imagen captada por un dispositivo SPECT/CT. La imagen puede comprender una imagen tridimensional (3D) o una imagen bidimensional (2D).

El sistema de tratamiento a modo de ejemplo comprende un sistema de acelerador de partículas para tratar al paciente en la posición de tratamiento. Tratar al paciente puede comprender irradiar al paciente con protones emitidos por el sistema de acelerador de partículas. El sistema de acelerador de partículas puede presentar un isocentro, en donde el isocentro comprende la posición de tratamiento.

Determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento puede comprender: determinar, a partir de la imagen, una ubicación del objetivo de irradiación en relación con ubicaciones de los puntos de referencia; determinar ubicaciones de los puntos de referencia en relación con un sistema de coordenadas de referencia externo a la imagen; y determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia en relación con el sistema de coordenadas de referencia y la ubicación del objetivo de irradiación a partir de la imagen.

El sistema de tratamiento puede presentar un isocentro. Mover el sofá de tratamiento a la posición de tratamiento puede comprender mover el sofá de tratamiento de modo que la ubicación del objetivo de irradiación corresponde a la ubicación del isocentro.

El sistema de coordenadas de referencia externo a la imagen puede formar parte de un espacio de mundo real que incluye el sistema de tratamiento. El sistema a modo de ejemplo puede comprender elementos de limitación para fijar el paciente al sofá de tratamiento. El mecanismo puede comprender un mecanismo robótico, que está configurado para mover automáticamente el sofá de tratamiento de una posición de obtención de imágenes en la que la imagen se capta a la posición de tratamiento mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento.

El mecanismo puede controlarse para mover manualmente el sofá de tratamiento mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento. Los puntos de referencia pueden disponerse en el paciente. Los puntos de referencia

pueden comprender marcas anatómicas en el paciente. Puede haber una estructura sobre al menos parte del paciente, y los puntos de referencia pueden fijarse a la estructura.

5 El sistema informático puede programarse para realizar operaciones que comprenden: determinar una orientación del objetivo de irradiación basándose en ubicaciones de los puntos de referencia en la sala de tratamiento y en la imagen; y orientar el tratamiento basándose en la orientación del objetivo de irradiación. El sistema informático puede programarse para realizar operaciones que comprenden: rastrear el movimiento de los puntos de referencia a lo largo del tiempo; y controlar el movimiento del sofá de tratamiento basándose en el movimiento de los puntos de referencia. El sistema informático puede programarse para realizar operaciones que comprenden: rastrear el movimiento de los puntos de referencia a lo largo del tiempo; y controlar el tratamiento basándose en el movimiento de los puntos de referencia. Captar la imagen de los puntos de referencia puede comprender captar la imagen en momentos diferentes; y el sistema informático puede programarse para realizar operaciones que comprenden: identificar el movimiento de los puntos de referencia basándose en diferentes posiciones de los puntos de referencia en momentos diferentes; y controlar el tratamiento basándose en el movimiento.

10 Dos o más de las características descritas en esta divulgación, incluyendo las descritas en esta sección de sumario, pueden combinarse para formar implementaciones que no están descritas específicamente en el presente documento.

15 El control de los diversos sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, puede implementarse por medio de un producto de programa informático que incluye instrucciones que se almacenan en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios, y que pueden ejecutarse en uno o más dispositivos de procesamiento (por ejemplo, microprocesador(es), circuitos integrados específicos para aplicación, dispositivos de lógica programable tales como matrices de compuerta de campo programable, o similares). Los sistemas descritos en el presente documento, o partes de los mismos, pueden implementarse como un aparato, método, o sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memorias de ordenador para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones mencionadas.

20 Los detalles de una o más implementaciones se exponen en los dibujos adjuntos y la siguiente descripción. Otras características, objetos, y ventajas serán evidentes a partir de la descripción y los dibujos, y a partir de las reivindicaciones. La invención se define en las reivindicaciones, siendo otras realizaciones simplemente a modo de ejemplo.

Descripción de los dibujos

25 La figura 1 es un diagrama que muestra una vista en perspectiva de un sistema de tratamiento en un espacio de tratamiento.

La figura 2 es un diagrama que muestra una vista en perspectiva de un sofá de tratamiento y puntos de referencia dispuestos en el mismo.

30 La figura 3 es una vista en perspectiva de un dispositivo de obtención de imágenes que puede usarse en el sistema de tratamiento de la figura 1.

La figura 4 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento que puede realizarse por el sistema de tratamiento de la figura 1.

La figura 5 es un diagrama que muestra una vista en perspectiva del sistema de tratamiento de la figura 1.

35 La figura 6 es un diagrama que muestra una vista en perspectiva del sistema de tratamiento de la figura 1 en una configuración para captar imágenes.

La figura 7 es un diagrama que muestra una vista en perspectiva del sistema de tratamiento de la figura 1 en una configuración para realizar el tratamiento.

Las figuras 8 y 9 son vistas en sección transversal de un sincrociclotrón a modo de ejemplo para usarse en un sistema de terapia con partículas.

40 La figura 10 es una vista lateral de un sistema de exploración de haz de partículas a modo de ejemplo.

La figura 11 es una vista en perspectiva de componentes de un sistema de exploración de haz de partículas a modo de ejemplo.

La figura 12 es una vista en perspectiva de un sistema de terapia a modo de ejemplo.

45 La figura 13 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de componentes de un sincrociclotrón a modo de ejemplo para usarse en el sistema de terapia con partículas.

La figura 14 es una vista en sección transversal del sincrociclotrón a modo de ejemplo.

La figura 15 es una vista en sección transversal de una fuente de iones a modo de ejemplo para usarse en el sincrociclotrón.

La figura 16 es una vista en perspectiva de una placa D a modo de ejemplo y una placa D ficticia a modo de ejemplo para usarse en el sincrociclotrón.

5 La figura 17 muestra un paciente colocado dentro de un soporte interior a modo de ejemplo del sistema de terapia a modo de ejemplo con partículas en una sala de tratamiento.

La figura 18 es una vista conceptual de un sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo que puede usar un acelerador de partículas de energía variable.

10 La figura 19 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de un sistema de imán a modo de ejemplo que puede usarse en un acelerador de partículas de energía variable.

La figura 20 es una gráfica a modo de ejemplo que muestra energía y corriente para variaciones en el campo magnético y distancia en un acelerador de partículas.

15 La figura 21 es una vista lateral de una estructura a modo de ejemplo para realizar el barrido de tensión en una placa D durante un intervalo de frecuencia para cada nivel de energía de un haz de partículas, y para hacer variar el intervalo de frecuencia cuando se hace variar la energía de haz de partícula.

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

Descripción detallada

20 Descritos en el presente documento se encuentran ejemplos de sistemas para colocar un paciente para tratamiento médico. En algunas implementaciones, los sistemas a modo de ejemplo se usan para colocar el paciente para tratamiento usando radioterapia, tales como terapia con iones o protones. En algunas implementaciones, la terapia con iones o protones puede realizarse usando un sistema tal como el descrito anteriormente. Sin embargo, los sistemas a modo de ejemplo descritos en el presente documento pueden usarse para colocar un paciente para cualquier tipo de tratamiento médico, y no se limitan a radioterapia o al uso de terapia con iones o protones.

25 La figura 1 muestra un ejemplo de un espacio 12 de tratamiento. Generalmente, el espacio de tratamiento es la ubicación en la que va a realizarse el tratamiento de un paciente. Por ejemplo, puede ser una única sala o múltiples salas. En este ejemplo, el espacio 12 de tratamiento incluye, entre otras cosas, un sofá 13 de tratamiento, un sistema 14 de obtención de imágenes, y un sistema 15 de terapia con protones. En otras implementaciones, puede haber componentes diferentes y/o adicionales que los descritos en el presente documento.

30 En este ejemplo, el sofá 13 de tratamiento incluye una plataforma sobre la que puede disponerse un paciente. La plataforma también puede incluir uno o más elementos de limitación (no mostrados) para sujetar el paciente en su sitio durante el movimiento del sofá y durante el tratamiento. La plataforma puede estar acolchada o no y/o presentar una forma (por ejemplo, una hendidura) que corresponde a la forma de parte del paciente. Por ejemplo, antes del tratamiento, el paciente puede colocarse en un molde que confirma que los contornos de la mitad trasera del paciente, y la estructura moldeada resultante pueden incorporarse en la plataforma del sofá de tratamiento. Un molde, tal como este, incorporado en el sofá de tratamiento puede reducir el movimiento del paciente durante el movimiento del sofá de tratamiento y durante el tratamiento.

35 Un mecanismo de movimiento puede mover el sofá de tratamiento automáticamente de una posición en el espacio 12 de tratamiento a otra posición en el espacio 12 de tratamiento. Por ejemplo, el mecanismo de movimiento puede incluir un brazo 16 robótico que puede controlarse para mover el paciente en seis grados de libertad, tal como se describió anteriormente. En algunas implementaciones, un mecanismo manual, tal como un brazo móvil manualmente, puede sustituir el brazo robótico, y usarse para colocar manualmente el sofá de tratamiento. En algunas implementaciones, el sofá puede no ser robótico. En algunas implementaciones, el movimiento del sofá de tratamiento puede incluir una combinación de colocación robótica y manual. El movimiento del sofá de tratamiento se produce, normalmente, mientras el paciente permanece en su sitio en el sofá. Por ejemplo, el sofá de tratamiento, con el paciente en el mismo, puede moverse entre la posición 18 de obtención de imágenes y la posición 19 de tratamiento. En la posición de obtención de imágenes, se capta una imagen del paciente. Tal como se describió en más detalle anteriormente, esa imagen se usa para colocar el paciente para tratamiento en la posición de tratamiento.

40 A este respecto, el sistema de tratamiento está configurado para determinar la ubicación de un objetivo de irradiación, tal como un tumor, y para colocar el paciente de modo que el objetivo de irradiación se encuentra en una posición apropiada para el tratamiento que va a aplicarse por el sistema 15 de terapia con protones. Para ello, el mecanismo de movimiento (tal como el brazo 16 robótico) está configurado para mover el sofá 13 de tratamiento entre una posición 18 de obtención de imágenes y una posición 19 de tratamiento, encontrándose ambas dentro del espacio 12 de tratamiento, normalmente mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento. El movimiento puede ser automático (por ejemplo, sin intervención manual) o puede incluir un componente manual. Una vez que el

paciente está en el sofá para obtener imágenes, en algunas implementaciones los sistemas a modo de ejemplo descritos en el presente documento no requieren que el paciente se baje del sofá hasta que el tratamiento está completado. El mecanismo de movimiento puede responder a órdenes procedentes de un sistema informático (no mostrado en la figura 1) tal como se describió anteriormente, con el fin de colocar el paciente relativamente de manera precisa en la posición de tratamiento.

En algunas implementaciones, el sistema de obtención de imágenes puede ser un sistema de obtención de imágenes tridimensional (3D). En algunas implementaciones, el sistema de obtención de imágenes puede ser un sistema de obtención de imágenes bidimensional (2D). En algunas implementaciones, el sistema 14 de obtención de imágenes es un sistema de tomografía computarizada (CT); sin embargo, en otras implementaciones, pueden usarse diferentes tipos de sistemas de obtención de imágenes en lugar de, o además de, un sistema de CT. Por ejemplo, el sistema de obtención de imágenes puede ser, o incluir, uno o más de los siguientes tipos de sistemas de obtención de imágenes: un sistema de CT, un dispositivo de rayos X para captar una imagen radiografiada, un dispositivo de obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI) para captar una imagen de MRI, un dispositivo de tomografía de emisión de positrones (PET) para captar una imagen de PET, un dispositivo de SPECT/CT (en donde SPECT se refiere a tomografía computarizada de emisión de único protón), y/o un dispositivo de obtención de imágenes de superficie de vídeo, o cualquier combinación de estos dispositivos de obtención de imágenes (por ejemplo, una combinación de dispositivos de PET/CT, PET/MRI y/o SPECT/CT). En algunas implementaciones, pueden captarse imágenes en diferentes puntos en el tiempo para permitir el rastreo del movimiento de un punto de referencia debido a, por ejemplo, el movimiento del paciente, tal como respiración o similares.

En algunas implementaciones, el sistema 14 de obtención de imágenes incluye una zona (por ejemplo, un orificio) para recibir un paciente y para captar una imagen 3D del paciente. En el ejemplo de CT, la imagen puede incluir estructuras anatómicas internas, tales como órganos, tumores, y huesos, cualquiera de los cuales puede ser un objetivo de irradiación (o punto de referencia, tal como se describió anteriormente). El sistema 14 de obtención de imágenes capta una o más imágenes del paciente, o una parte seleccionada del paciente, normalmente la parte del paciente en donde va a aplicarse terapia con protones. Estas imágenes se usan para colocar el paciente para tratamiento.

En algunas implementaciones, el sofá de tratamiento puede incluir uno o más puntos de referencia dispuestos en el mismo. Ejemplos de puntos 20 de referencia se muestran en la figura 2. Estos puntos de referencia están realizados, normalmente, de metal u otro material que se muestra en imágenes, tales como imágenes de CT. Los puntos de referencia pueden disponerse en zonas alrededor del paciente, por ejemplo, en y/o alrededor de partes del paciente en donde va a aplicarse la terapia con protones. En algunas implementaciones, se disponen al menos tres puntos de referencia en relación con el paciente para permitir el uso de un procedimiento de triangulación para ubicar el objetivo de irradiación tanto en la imagen de CT como en el mundo real. En otras implementaciones pueden usarse más o menos puntos de referencia. Por ejemplo, en algunas implementaciones, pueden usarse uno, dos, cuatro, cinco, seis, siete, ocho, nueve, diez, y así sucesivamente puntos de referencia.

En algunas implementaciones, los puntos de referencia pueden fijarse directamente al sofá de tratamiento. En algunas implementaciones, los puntos de referencia pueden fijarse directamente al paciente. En algunas implementaciones, los puntos de referencia pueden estar integrados en el sofá de tratamiento. En algunas implementaciones, una estructura (mostrada en la figura) puede disponerse sobre al menos parte del paciente, y los puntos de referencia pueden fijarse a la estructura. En algunas implementaciones, los puntos de referencia pueden ser marcas anatómicas en o en el interior del paciente. Por ejemplo, el sistema puede identificar elementos estructurales de la anatomía de una persona, tal como dientes, huesos, o similares, y designar esos elementos estructurales como puntos de referencia. En algunas implementaciones, los puntos de referencia pueden ser una combinación de cualesquiera dos o más de los anteriores, por ejemplo, estructuras anatómicas y/o elementos estructurales fijados al sofá de tratamiento, al paciente, a una estructura, o similares.

Los puntos de referencia pueden presentar cualquier forma apropiada; sin embargo, pueden diferenciarse de otras estructuras sobre o en el paciente y sobre o en el sofá de tratamiento. Por ejemplo, los puntos de referencia pueden presentar una forma esférica, cúbica, o poliédrica. En algunos ejemplos, los puntos de referencia se fijan al sofá de tratamiento de manera rígida, por ejemplo, de modo que los puntos de referencia no se mueven en respuesta para mover o bien el paciente o bien el sofá de tratamiento. La disposición de los puntos de referencia puede depender de la ubicación del objetivo de irradiación, el tipo de tratamiento que va a realizarse, el tipo de imagen que va a captarse, y así sucesivamente. El sistema 14 de obtención de imágenes capta imágenes del paciente y puntos de referencia. Esas imágenes se usan para colocar el paciente para tratamiento.

Tal como se observó anteriormente, en algunas implementaciones, el brazo 16 robótico mueve el sofá 13 de tratamiento de la posición 18 de obtención de imágenes a la posición 19 de tratamiento. En ese momento, el paciente (no mostrado en la figura 1) en el sofá de tratamiento se trata usando terapia con protones, al menos en esta implementación a modo de ejemplo. La ubicación a la que va a aplicarse el tratamiento se determina, en parte, basándose en la imagen captada por el sistema 14 de obtención de imágenes. A este respecto, en las implementaciones a modo de ejemplo, (i) el sistema de obtención de imágenes capta una imagen de los puntos de referencia y de un objetivo de irradiación mientras el paciente se encuentra en el sofá de tratamiento; (ii) el brazo

- robótico mueve el sofá de tratamiento hacia una posición de tratamiento después de captar la(s) imagen/imágenes; y (iii) un sistema informático realiza operaciones que incluyen determinar las ubicaciones en el mundo real de los puntos de referencia según el movimiento del sofá de tratamiento, alinear ubicaciones de los puntos de referencia a las ubicaciones de los puntos de referencia en la imagen, determinar una ubicación del objetivo de irradiación en relación con un sistema de tratamiento basándose en ubicaciones de los puntos de referencia y basándose en la imagen, y controlar el movimiento del brazo robótico para mover el sofá de tratamiento (y por tanto el objetivo de irradiación) a la posición de tratamiento, que puede ser, por ejemplo, un isocentro del sistema de terapia con protones. En algunas implementaciones, el isocentro del objetivo de irradiación, que puede identificarse durante la fase de planificación de tratamiento, se coloca en el isocentro del sistema de terapia con protones.
- 5
- 10 Un segundo sistema de obtención de imágenes se asocia con (por ejemplo, parte de o en comunicación con) el sistema de tratamiento de la figura 1. El segundo sistema de obtención de imágenes puede configurarse para captar imágenes en el espacio de tratamiento, y no necesariamente necesita poder captar imágenes de estructuras internas del paciente, aunque el segundo sistema de obtención de imágenes puede configurarse para captar imágenes de las estructuras internas del paciente, en algunos casos. El segundo sistema de obtención de imágenes puede usarse por separado, o junto con, un sistema informático para detectar las ubicaciones en el mundo real de los puntos de referencia en el espacio de tratamiento. Las ubicaciones de los puntos de referencia se detectan en relación con uno o más puntos de referencia en un espacio 3D que define el espacio de tratamiento. Por ejemplo, el espacio de tratamiento puede estar definido dentro de un sistema de coordenadas 3D, y las ubicaciones de los puntos de referencia pueden identificarse mediante coordenadas apropiadas en ese sistema de coordenadas. Por consiguiente, en algunas implementaciones, las ubicaciones de los puntos de referencia se detectan en relación con el sistema de coordenadas de referencia.
- 15
- 20 La figura 3 muestra un ejemplo de un elemento 21 de exploración de CT portátil que puede funcionar como un sistema 14 de obtención de imágenes. En este ejemplo, el elemento 21 de exploración de CT portátil es un elemento de exploración BodyTom® de NeuroLogica Corp.; sin embargo, en otras implementaciones, pueden usarse diferentes tipos de dispositivos de obtención de imágenes que pueden ser portátiles o no portátiles. En otras implementaciones, el aparato de obtención de imágenes puede estar montado en, o próximo, al sistema de terapia con protones, en lugar de ser el elemento de exploración de CT. El aparato de obtención de imágenes puede incluir cámaras o similares que se usan para identificar los puntos de referencia en el sistema de coordenadas del mundo real, y para comunicarse con un sistema informático (no mostrado en la figura 3) para identificar las ubicaciones de los puntos de referencia en el sistema de coordenadas. El sistema informático puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento, ejemplos de los cuales se describen anteriormente, que pueden intercambiar comunicaciones con todos o parte de los componentes del sistema de tratamiento, incluyendo el elemento de exploración de CT, el sistema de terapia con protones, el segundo sistema de obtención de imágenes, el mecanismo de movimiento para el sofá de tratamiento, y así sucesivamente.
- 25
- 30 Los puntos de referencia también se disponen dentro de un sistema de coordenadas 3D local. La ubicación y orientación de este sistema de coordenadas 3D local se almacenan en la memoria de ordenador. Durante el movimiento del sofá de tratamiento (y por tanto el paciente), este sistema de coordenadas local está alineado con el sistema de coordenadas 3D del espacio de tratamiento.
- 35
- Haciendo referencia a la figura 4, se muestra un procedimiento a modo de ejemplo para captar imágenes estereotácticas en un sistema de tratamiento, y para usar esas imágenes para colocar un paciente para tratamiento. Haciendo también referencia a la figura 5, en esta implementación a modo de ejemplo, un paciente (no mostrado) se coloca (31) en el sofá 13 de tratamiento, y puntos de referencia se disponen, y fijan, (32) directamente en posiciones en el sofá de tratamiento próximas a la parte del paciente que va a tratarse (por ejemplo, próximas al objetivo de irradiación). La proximidad de los puntos de referencia al objetivo de irradiación puede variar dependiendo del tamaño del objetivo, el tipo de tratamiento que va a realizarse, y otros factores. La colocación de los puntos de referencia se realiza, normalmente, en el espacio de tratamiento, que incluye tanto el sistema 14 de obtención de imágenes como el sistema 15 de terapia con protones (véase, por ejemplo, la figura 1). Tal como se explicó anteriormente, los puntos de referencia pueden colocarse en cualquier lugar, o las estructuras anatómicas pueden usarse como puntos de referencia.
- 40
- 45 En el ejemplo de las figuras 2 y 5, los puntos 20 de referencia pueden fijarse directamente al sofá de tratamiento usando una estructura que se fija al sofá de tratamiento. Haciendo referencia a la figura 6, el sofá 13 de tratamiento se mueve a la posición 18 de obtención de imágenes mediante el brazo 16 robótico. En este ejemplo, la posición de obtención de imágenes incluye la apertura 28 del elemento 21 de exploración de CT. El sistema 14 de obtención de imágenes capta (33) una o más imágenes de los puntos de referencia y de un objetivo de irradiación (por ejemplo, un tumor) mientras el paciente se encuentra en el sofá de tratamiento. La imagen se capta en el espacio de tratamiento, por ejemplo, la misma sala en la que va a realizarse el tratamiento por el sistema 15 de terapia con protones. La(s) imagen/imágenes captada(s) se almacenan en la memoria, que puede ser en el sistema 14 de obtención de imágenes, en un sistema informático (no mostrado) asociado con el sistema de tratamiento, o en cualquier otro lado.
- 50
- 55 En este ejemplo, las imágenes son de naturaleza 3D de manera que, o bien por separado o bien en combinación, las imágenes proporcionan información sobre la ubicación de los puntos de referencia y la ubicación del objetivo de
- 60

- irradiación en espacio 3D. La información también puede indicar las posiciones relativas de los puntos de referencia y el objetivo de irradiación, y los ángulos y distancias entre puntos de referencia individuales y entre puntos de referencia individuales y el objetivo de radiación. En algunas implementaciones a modo de ejemplo, esta información se obtiene (34) identificando los puntos de referencia y el objetivo de irradiación en la imagen, y analizando imágenes para determinar las ubicaciones de los puntos de referencia y el tamaño y ubicación del objetivo de irradiación basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia (y, en algunos casos, basándose en el tamaño y/o forma de los puntos de referencia). Esta información puede almacenarse en la memoria, que puede ser en el sistema 14 de obtención de imágenes, en un sistema informático (no mostrado) asociado con el sistema de tratamiento, o en cualquier otro lado.
- 5 El sofá de tratamiento se mueve (35) de la posición de obtención de imágenes hacia la posición 19 de tratamiento. Por ejemplo, el sofá de tratamiento puede moverse de una ubicación próxima al sistema de obtención de imágenes hacia una ubicación próxima al sistema de terapia con protones. El sofá de tratamiento, sin embargo, todavía no se encuentra en la posición de tratamiento, ya que la ubicación del objetivo de irradiación todavía no se conoce por el sistema informático que controla la colocación del sofá de tratamiento. Por el contrario, el sofá de tratamiento se mueve a una posición en donde el segundo sistema de obtención de imágenes puede detectar los puntos de referencia. El sofá de tratamiento, en particular la parte del sofá de tratamiento que contiene los puntos de referencia, se mueve al campo de vista del aparato de obtención de imágenes en el segundo sistema de obtención de imágenes (que se usa para detectar la ubicación de los puntos de referencia en el espacio del mundo real (coordenadas 3D)).
- 10
- 15
- 20 En la implementación a modo de ejemplo mostrada en las figuras, las cámaras (no mostradas) se usan para determinar (36) ubicaciones de los puntos de referencia en el espacio de tratamiento del mundo real. Las cámaras pueden incluir uno o más dispositivos de obtención de imágenes apropiados que son capaces de captar imágenes de los puntos de referencia, al menos. Esto puede realizarse captando imágenes de los puntos de referencia cuando el sofá de tratamiento está dentro del campo de vista de las cámaras. Las imágenes resultantes pueden analizarse para determinar las ubicaciones de los puntos de referencia en el espacio de tratamiento. Por ejemplo, el espacio de tratamiento puede formar parte de, o definir, un sistema de coordenadas 3D (por ejemplo, un sistema de coordenadas cartesiano XYZ). El espacio de tratamiento puede modelarse en el sistema informático, con los diversos componentes del sistema de tratamiento en coordenadas apropiadas. Las imágenes de los puntos de referencia tomadas por las cámaras pueden analizarse para identificar en dónde, en los sistemas de coordenada 3D, están ubicados en realidad los puntos de referencia. Por ejemplo, las coordenadas de los puntos de referencia en el espacio de coordenadas 3D de la sala de tratamiento pueden almacenarse. Esta información puede almacenarse en la memoria, que puede encontrarse en el segundo sistema 14 de obtención de imágenes, en un sistema informático (no mostrado) asociado con el sistema de tratamiento, o en cualquier otro lado.
- 25
- 30
- 35 Las ubicaciones reales de los puntos de referencia en el sistema de coordenadas 3D se alinean (37) con las ubicaciones de los puntos de referencia en la imagen de CT. Más específicamente, los puntos de referencia de la imagen de CT se colocan en las ubicaciones de los puntos de referencia reales en el sistema de coordenadas 3D, y las otras estructuras de la imagen de CT se colocan en ubicaciones apropiadas en el sistema de coordenadas 3D en relación con los puntos de referencia. Esto puede realizarse, por ejemplo, en una simulación virtual (por ejemplo, representando) del espacio de tratamiento. Por ejemplo, las ubicaciones reales de los puntos de referencia pueden identificarse en la simulación, y los puntos de referencia de la imagen de CT, junto con otras estructuras de la imagen de CT, pueden colocarse en puntos apropiados en la simulación. Al colocar los puntos de referencia y otras estructuras de la imagen de CT en el sistema de coordenadas 3D, es posible ubicar las estructuras en el sistema de coordenadas 3D y, por tanto, en el espacio de mundo real del sistema de tratamiento. Además, el sistema de coordenadas 3D local establecido durante la planificación de tratamiento se alinea con el sistema de coordenadas 3D del espacio de mundo real, facilitando de ese modo la detección de la ubicación de los puntos de referencia en el espacio de mundo real.
- 40
- 45
- Más específicamente, la ubicación de los puntos de referencia en el espacio de mundo real (por ejemplo, el sistema de coordenadas 3D) se conoce, y los puntos de referencia y las estructuras, incluyendo el objetivo de irradiación, de la imagen de CT se mapean en el sistema de coordenadas 3D en la simulación. Como parte del mapeo, los puntos de referencia de la imagen de CT se alinean con la ubicación de los puntos de referencia en el espacio de mundo real (coordenadas 3D). Además, se conoce la ubicación del objetivo de irradiación en relación con los puntos de referencia en la imagen de CT. Por ejemplo, se conocen las distancias y ángulos del objetivo de irradiación en relación con cada punto de referencia. Teniendo en cuenta esta información, es posible determinar la ubicación del objetivo de irradiación en el espacio de mundo real (coordenadas 3D) basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia en el espacio de mundo real (coordenadas 3D). Específicamente, la ubicación del objetivo de irradiación en el espacio de mundo real (coordenadas 3D) está a las mismas distancias y ángulos de los puntos de referencia que el objetivo de irradiación está de los puntos de referencia en la imagen de CT. Por consiguiente, usando la información de la imagen de CT, y las ubicaciones de los puntos de referencia en espacio de mundo real, puede determinarse la ubicación del objetivo de irradiación en espacio de mundo real. Por tanto, determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento incluye: determinar, de la imagen de CT, una ubicación del objetivo de irradiación en relación con ubicaciones de los puntos de referencia en la imagen de CT; determinar ubicaciones de los puntos de referencia en relación con un punto de referencia en el espacio de coordenadas 3D que es externo a la imagen de CT (por ejemplo, en relación con el sistema de coordenadas de
- 50
- 55
- 60

referencia); y determinar la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema de tratamiento basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia en relación con el punto de referencia (por ejemplo, en relación con el sistema de coordenadas de referencia) y la ubicación del objetivo de irradiación de la imagen de CT. La ubicación, tal como se usa en el presente documento, puede incluir o no la orientación de los puntos de referencia y/o el objetivo. En este contexto, la orientación incluye, pero no se limita a, posición angular en el espacio.

Tal como se observó anteriormente, en algunas implementaciones, los números de los puntos de referencia usados permiten que un sistema informático use triangulación para determinar la ubicación del objetivo de irradiación. Sin embargo, puede usarse cualquier procedimiento o procedimientos apropiados para determinar la ubicación del objetivo de irradiación. Además, la imagen de CT modela una forma del objetivo de irradiación. La forma del objetivo de irradiación puede ser regular (por ejemplo, sustancialmente esférica) o irregular. Los puntos de referencia también pueden usarse para determinar la forma del objetivo de irradiación determinando las ubicaciones de las superficies del objetivo de irradiación en el espacio de mundo real (coordenadas 3D). Más específicamente, pueden obtenerse las distancias y ángulos entre diversos puntos de referencia y las superficies de objetivo de irradiación a partir de la imagen de CT, y esa información pueden usarse, de la manera descrita anteriormente, para determinar las ubicaciones de las superficies del objetivo de irradiación en el espacio de mundo real (por ejemplo, coordenadas 3D). Esta información puede proporcionarse al sistema informático que controla el sistema de terapia con protones con el fin de controlar la aplicación de haz de protones al objetivo de irradiación.

A este respecto, algunos sistemas de terapia con protones exploran un haz de protones a través de secciones transversales en dirección de profundidad de un objetivo de irradiación. La forma del objetivo de irradiación, y su ubicación en espacio de mundo real, se usan para determinar en dónde va a aplicarse el haz de protones, tanto en la dirección lateral como longitudinal. Algunos sistemas de terapia con protones dispersan un haz de protones a través del objetivo de irradiación. En esos sistemas, la forma del objetivo de irradiación, y su ubicación en espacio de mundo real, también se usan para determinar en dónde va a aplicarse el haz de protones dispersado.

Haciendo referencia a la figura 7, después de conocer la ubicación del objetivo de irradiación en el espacio de mundo real, es posible mover (38) el sofá de tratamiento de modo que el objetivo de irradiación se encuentra en una posición de tratamiento apropiada. En algunas implementaciones, la posición de tratamiento es el isocentro del sistema 15 de terapia con protones. La ubicación de este isocentro puede estar predefinida en el espacio de mundo real (coordenadas 3D). Por consiguiente, para mover el sofá de tratamiento, el sistema informático determina la diferencia entre una ubicación actual del objetivo de irradiación (o un punto en el objetivo) y el isocentro, y controla el mecanismo de movimiento, y, por tanto, el brazo 16 robótico, de modo que el sofá de tratamiento mueve el objetivo de irradiación a la posición de tratamiento. Además, como parte del movimiento, el sistema de coordenadas 3D local establecido durante la planificación de tratamiento se alinea con el sistema de coordenadas 3D del espacio de mundo real, estableciendo de ese modo una orientación apropiada del objetivo.

En algunas implementaciones, el movimiento puede controlarse automática y únicamente por el sistema informático que controla el sistema de tratamiento. En algunas implementaciones, el movimiento puede desencadenarse manualmente, por ejemplo, por un técnico, y posteriormente controlarse por el sistema informático o bien automáticamente o bien de manera interactiva.

Una vez que el sofá de tratamiento, y por tanto el objetivo de irradiación en el paciente, está en la posición de tratamiento, el tratamiento (39) puede realizarse. En esta implementación a modo de ejemplo, el tratamiento comprende irradiar el paciente con protones usando el sistema 15 de terapia con protones. En otras implementaciones, pueden usarse un tipo de sistema de terapia con partículas diferente. En otras implementaciones, el tratamiento puede realizarse usando sistemas distintos de los sistemas de terapia con partículas o sistemas de terapia sin radiación.

En algunas implementaciones, el sofá de tratamiento puede moverse durante el tratamiento basándose en la ubicación del objetivo de irradiación. En otras implementaciones, el sofá de tratamiento no puede moverse durante el tratamiento. A este respecto, en algunas implementaciones, las imágenes se captan en diferentes puntos en el tiempo, y el tratamiento se controla basándose en las imágenes captadas. Por ejemplo, la ubicación de un objetivo de irradiación puede cambiar cuando el paciente respira (por ejemplo, en respuesta al movimiento del pecho del paciente). El ritmo de la respiración del paciente puede detectarse, y el tratamiento puede controlarse para proporcionar terapia con protones solamente en momentos particulares, por ejemplo, entre respiraciones.

En algunas implementaciones, la ubicación u orientación del objetivo de irradiación puede requerir un ajuste de sistema adicional. Por ejemplo, en algunas implementaciones, puede haber seis grados de libertad a través de los que puede controlarse la posición del sofá de tratamiento, y por tanto del paciente. Los seis grados normalmente se expresan en movimiento hacia delante/atrás, movimiento hacia arriba/abajo, movimiento hacia la izquierda/derecha (es decir, traslación en tres ejes perpendiculares) combinado con la rotación alrededor de tres ejes perpendiculares, denominados guiñada, cabeceo, y alabeo. El movimiento del sofá de paciente de esta manera puede ser ventajoso, por ejemplo, en el caso de movimiento del paciente. Por ejemplo, si se detecta movimiento del paciente, o si el objetivo de irradiación no se encuentra en la ubicación prevista, el sofá de paciente puede ajustarse, de manera acorde.

En algunas implementaciones, el segundo sistema de obtención de imágenes puede captar, de manera regular, imágenes del paciente. Estas imágenes pueden compararse con imágenes anteriores para determinar si el paciente se ha movido. Si se detecta movimiento, pueden realizarse ajustes al sofá de paciente, tal como los descritos anteriormente. De esta manera, el sistema puede rastrear el movimiento del paciente y realizar ajustes apropiados.

5 Por ejemplo, el sistema puede determinar una orientación del objetivo de irradiación, y realizar los ajustes de rotación y/o de traslación apropiados al sofá de paciente de modo que el haz de partículas impacta sobre la(s) zona(s) correcta(s) del objetivo de irradiación. En otro ejemplo, el sistema puede determinar qué puntos de referencia se han movido a lo largo del tiempo (por ejemplo, comparando dos imágenes tomadas en momentos diferentes), y entonces realizar ajustes apropiados al sofá de paciente de modo que el objetivo de irradiación se encuentra en la posición apropiada para el tratamiento, en este ejemplo, el isocentro del sistema.

10 Anteriormente, se describe un ejemplo de un acelerador de partículas para usarse en un sistema, tal como el sistema 15 de terapia con protones. El sistema de terapia con partículas a modo de ejemplo incluye un acelerador de partículas, en este ejemplo, un sincrociclotrón, montado en un soporte. El soporte permite que el acelerador se haga rotar alrededor de una posición del paciente, tal como se explicó con más detalle anteriormente. En algunas implementaciones, el soporte es de acero y presenta dos patas montadas para la rotación en dos cojinetes respectivos que se encuentran en lados opuestos de un paciente. El acelerador de partículas está soportado por una viga de acero que es lo suficientemente larga para abarcar una zona de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que se une en ambos extremos a las patas rotatorias del soporte. Como resultado de la rotación del soporte alrededor del paciente, el acelerador de partículas también rota.

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

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

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

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

40 Las bobinas superconductoras (“principales”) pueden producir campos magnéticos relativamente elevados. El campo magnético generado por una bobina principal puede encontrarse dentro de un intervalo de entre 4T y 20T o más. Por ejemplo, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos en, o que excedan, una o más de las siguientes magnitudes: 4,0T, 4,1T, 4,2T, 4,3T, 4,4T, 4,5T, 4,6T, 4,7T, 4,8T, 4,9T, 5,0T, 5,1T, 5,2T, 5,3T, 5,4T, 5,5T, 5,6T, 5,7T, 5,8T, 5,9T, 6,0T, 6,1T, 6,2T, 6,3T, 6,4T, 6,5T, 6,6T, 6,7T, 6,8T, 6,9T, 7,0T, 7,1T, 7,2T, 7,3T, 7,4T, 7,5T, 7,6T, 7,7T, 7,8T, 7,9T, 8,0T, 8,1T, 8,2T, 8,3T, 8,4T, 8,5T, 8,6T, 8,7T, 8,8T, 8,9T, 9,0T, 9,1T, 9,2T, 9,3T, 9,4T, 9,5T, 9,6T, 9,7T, 9,8T, 9,9T, 10,0T, 10,1T, 10,2T, 10,3T, 10,4T, 10,5T, 10,6T, 10,7T, 10,8T, 10,9T, 11,0T, 11,1T, 11,2T, 11,3T, 11,4T, 11,5T, 11,6T, 11,7T, 11,8T, 11,9T, 12,0T, 12,1T, 12,2T, 12,3T, 12,4T, 12,5T, 12,6T, 12,7T, 12,8T, 12,9T, 13,0T, 13,1T, 13,2T, 13,3T, 13,4T, 13,5T, 13,6T, 13,7T, 13,8T, 13,9T, 14,0T, 14,1T, 14,2T, 14,3T, 14,4T, 14,5T, 14,6T, 14,7T, 14,8T, 14,9T, 15,0T, 15,1T, 15,2T, 15,3T, 15,4T, 15,5T, 15,6T, 15,7T, 15,8T, 15,9T, 16,0T, 16,1T, 16,2T, 16,3T, 16,4T, 16,5T, 16,6T, 16,7T, 16,8T, 16,9T, 17,0T, 17,1T, 17,2T, 17,3T, 17,4T, 17,5T, 17,6T, 17,7T, 17,8T, 17,9T, 18,0T, 18,1T, 18,2T, 18,3T, 18,4T, 18,5T, 18,6T, 18,7T, 18,8T, 18,9T, 19,0T, 19,1T, 19,2T, 19,3T, 19,4T, 19,5T, 19,6T, 19,7T, 19,8T, 19,9T, 20,0T, 20,1T, 20,2T, 20,3T, 20,4T, 20,5T, 20,6T, 20,7T, 20,8T, 20,9T, o más. Además, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos que se encuentran dentro del intervalo de entre 4T y 20T (o más, o menos) que no se enumeran anteriormente de manera específica.

60

5 En algunas implementaciones, tales como la implementación mostrada en las figuras 8 y 9, culatas magnéticas ferromagnéticas grandes actúan como un retorno para el campo magnético de dispersión producido por las bobinas superconductoras. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el imán superconductor puede generar un campo magnético relativamente elevado de, por ejemplo, 4T o más, dando como resultado campos magnéticos de dispersión considerables. En algunos sistemas, tales como los mostrados en las figuras 8 y 9, la culata 100 de retorno ferromagnética relativamente grande se usa como un retorno para el campo magnético generado por bobinas superconductoras. Una pantalla magnética rodea la culata. La culata de retorno y la pantalla en conjunto disipan el campo magnético de dispersión, reduciendo de ese modo la posibilidad de que los campos magnéticos de dispersión afecten de manera adversa el funcionamiento del acelerador.

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

15 La corriente pasa a través de las bobinas de retorno activas en una dirección que es opuesta a la dirección de corriente que pasa a través de las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activas genera por tanto un campo magnético que tiene una polaridad opuesta al campo magnético generado por las bobinas principales. Como resultado, el campo magnético generado por una bobina de retorno activa puede disipar al menos parte del campo magnético de dispersión relativamente fuerte resultante de la bobina principal correspondiente. En algunas implementaciones, cada retorno activo puede usarse para generar un campo magnético de entre 2,5T y 12T o más.

20 Haciendo referencia a la figura 10, en la salida de canal 102 de extracción del acelerador 105 de partículas (que puede presentar la configuración mostrada en las figuras 8 y 9), hay un sistema de exploración 106 a modo de ejemplo que puede usarse para explorar el haz de partículas a través de al menos parte de un objetivo de irradiación. La figura 11 también muestra ejemplos de componentes del sistema de exploración. Estos incluyen, pero no se limitan a, un imán 108 de exploración, una cámara 109 de iones, y un degradador 110 de energía. Otros componentes que pueden incorporarse al sistema de exploración no se muestran en la figura 11, que incluyen, por ejemplo, uno o más dispersores para cambiar el tamaño de punto de haz.

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

30 En algunas implementaciones, la cámara 109 de iones detecta la dosificación (por ejemplo, una o más dosis individual) aplicada por el haz de partículas para colocarse en un objetivo de irradiación detectando los números de pares de iones creados dentro de un gas provocado por la radiación incidente. Los números de pares de iones corresponden a la dosis proporcionada por el haz de partículas. Esa información se retroalimenta al sistema informático y se almacena en la memoria junto con el momento en que se proporciona la dosis. Esta información puede estar correlacionada con, y almacenarse en asociación con, la ubicación en la que se proporcionó la dosis y/o

35 Los procedimientos descritos en el presente documento pueden usarse con un único acelerador de partículas, y cualesquiera dos o más de las características del mismo descritas en el presente documento pueden usarse con el único acelerador de partículas. El acelerador de partículas puede usarse en cualquier tipo de aplicación médica o no médica. Un ejemplo de un sistema de terapia con partículas que puede usarse se proporcionó anteriormente. Concretamente, los conceptos descritos en el presente documento pueden usarse en otros sistemas no descritos específicamente.

40 Haciendo referencia a la figura 12, una implementación a modo de ejemplo de un sistema 400 de terapia de radiación de partículas cargadas incluye un acelerador 402 de partículas de producción de haz (por ejemplo, el acelerador de partículas de las figuras 8, 9) que presenta un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños para permitir que se monte en un soporte 404 rotatorio con su emisión dirigida recta (es decir, esencialmente directamente) desde el alojamiento de acelerador hacia un paciente 406. El acelerador 402 de partículas también incluye un sistema de exploración de un tipo descrito en el presente documento (por ejemplo, las figuras 10 y 11).

45 En algunas implementaciones, el soporte de acero presenta dos patas 408, 410 montadas para la rotación en dos cojinetes 412, 414 respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por una viga 416 de acero que es lo suficientemente larga para abarcar una zona 418 de tratamiento en la que se

encuentra el paciente (por ejemplo, el doble de lo alta que sea una persona alta, para permitir la rotación de la persona por completo dentro del espacio permaneciendo cualquier área objetivo deseada del paciente en la línea del haz) y se une de manera estable en ambos extremos a las patas rotatorias del soporte.

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

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

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

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

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

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

50 En la implementación a modo de ejemplo mostrada en la figura 12, el sincrociclotrón superconductor funciona con un campo magnético de pico en un hueco de polo del sincrociclotrón de 8,8 Teslas. El sincrociclotrón produce un haz de protones que presenta una energía de 250 MeV. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón es una máquina de energía variable, y puede emitir haces de protones que presentan diferentes energías. En algunas implementaciones, el sincrociclotrón puede producir un haz que presenta una energía fija. En algunas implementaciones la resistencia de campo puede encontrarse en el intervalo de 4T a 20T y la energía de protón puede encontrarse en el intervalo de 150 a 300 MeV.

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

Tal como se muestra en las figuras 8, 9, 12, 13, y 14, un sincrociclotrón 10 a modo de ejemplo (por ejemplo, 402 en la figura 12) incluye un sistema 122 de imán que contiene una fuente 190 de partículas, un sistema 191 de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema de extracción de haz. En este ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema de imán presenta una forma apropiada para mantener el foco de un haz de protones contenido usando una combinación de un par de división de bobinas 140, 142 superconductoras anulares y un par de caras 144, 146 polares ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero bajo en carbono).

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

La totalidad de la bobina puede entonces recubrirse con láminas de cobre para proporcionar conductividad térmica y estabilidad mecánica y entonces introducirla en una capa de epoxi adicional. La compresión previa de la bobina puede proporcionarse mediante el calentamiento del carrete de bobina inverso de acero inoxidable y ajustando las bobinas dentro del carrete de bobina inverso. El diámetro interior del carrete de bobina inverso se elige de modo que cuando la totalidad de la masa se enfría a 4 K, el carrete de bobina inverso permanece en contacto con la bobina y proporciona cierta compresión. El calentamiento del carrete de bobina inverso de acero inoxidable a aproximadamente 50 grados C y el ajuste de las bobinas a una temperatura de 100 grados Kelvin puede lograr esto.

La geometría de la bobina se mantiene montando las bobinas en un carrete de bobina "inverso" rectangular para ejercer una fuerza de restauración que funciona contra la fuerza de distorsión producida cuando las bobinas se energizan. Tal como se muestra en la figura 14, en algunas implementaciones, la posición de bobina se mantiene en relación con piezas de polo de imán correspondientes y usando el criostato un conjunto de cordones 402, 404, 406 de soporte de caliente a frío. El soporte de la masa fría con cordones delgados reduce la filtración de calor impartida a la masa fría mediante el sistema de soporte rígido. Los cordones se disponen para soportar la fuerza de gravitación variable en la bobina a medida que el imán rota integrado en el soporte. Soportan los efectos combinados de gravedad y la gran fuerza de descentrado realizada por la bobina cuando se altera de una posición perfectamente simétrica en relación con la culata de imán. Adicionalmente, los enlaces actúan para reducir fuerzas dinámicas impartidas sobre la bobina a medida que el soporte acelera y decelera cuando se cambia su posición. Cada soporte de caliente a frío puede incluir un S2 enlace de fibra de vidrio y un enlace de fibra de carbono. El enlace de fibra de carbono está soportado a través de pasadores entre la culata caliente y una temperatura intermedia (50 - 70 K), y el S2 enlace de fibra de vidrio 408 está soportado a través del pasador de temperatura intermedia y un pasador unido a la masa fría. Cada pasador puede estar realizado de acero inoxidable de alta resistencia.

Haciendo referencia a la figura 8, el perfil de resistencia de campo en función del radio se determina en gran medida por la elección de la geometría de bobina y la forma de cara polar. Las caras 144, 146 polares del material de culata permeable pueden perfilarse para un ajuste fino de la forma del campo magnético para garantizar que el haz de partículas permanece enfocado durante la aceleración.

Las bobinas superconductoras se mantienen a temperaturas próximas al cero absoluto (por ejemplo, aproximadamente 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobina (las bobinas y el carrete de bobina) en el interior de una cámara 170 criostática de acero inoxidable o aluminio anular evacuada (criostato) que proporciona un espacio libre alrededor de la estructura de bobina, excepto en un conjunto limitado de puntos 171, 173 de soporte. En una versión alternativa (por ejemplo, la figura 9) la pared exterior del criostato puede estar realizada de acero de carbono bajo para proporcionar una trayectoria de flujo de retorno adicional para el campo magnético.

En algunas implementaciones, la temperatura cerca del cero absoluto se logra y se mantiene usando un sistema de refrigeración criogénico Gifford-McMahon de una única etapa y tres sistemas de refrigeración criogénicos Gifford McMahon de dos etapas. Cada sistema de refrigeración criogénico de dos etapas presenta un extremo de frío de segunda etapa unido a un condensador que recondensa vapor de helio en helio líquido. En algunas implementaciones, la temperatura cerca del cero absoluto se logra y se mantiene usando un canal de refrigeración (no mostrado) que contiene helio líquido, que se forma en el interior de una estructura de soporte de bobina superconductora (por ejemplo, el carrete de bobina inverso), y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la bobina superconductora correspondiente.

En algunas implementaciones, el conjunto de bobina y las cámaras criostáticas se montan dentro de y se encierran por completo por dos mitades 181, 183 de una culata 100 de imán con forma de cajita. La culata 100 proporciona

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

Tal como se muestra en las figuras 9, 14 y 15, el sincrociclotrón incluye una fuente 190 de partículas con una geometría de medidor de iones de Penning ubicada próxima al centro 192 geométrico de la estructura de imán. La fuente de partículas puede ser tal como se describió anteriormente.

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

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un orificio pequeño desde el tubo 394 para crear un suministro de iones positivos (protones) para la aceleración por una placa de radiofrecuencia semicircular (con forma de D) que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura de imán y una placa D ficticia. Algunas implementaciones pueden usar una fuente de partículas interrumpida. En el caso de una fuente de partículas interrumpida se retira todo (o una parte sustancial, por ejemplo, la mayor parte) del tubo que contiene plasma (no está presente) en la región de aceleración.

Tal como se muestra en la figura 16, la placa D 500 es una estructura de metal hueca que presenta dos superficies 503, 505 semicirculares que encierran un espacio 507 en el que se aceleran los protones durante la mitad de su rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura de imán. Un conducto 509 que se abre en el espacio 507 se extiende a través del entorno (por ejemplo, la culata o pieza(s) de polo) hasta una ubicación externa a partir de la que puede unirse una bomba de vacío para evacuar el espacio 507 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío en la que se produce la aceleración. La placa D ficticia 502 comprende un anillo de metal rectangular que está separado próximo al reborde expuesto de la placa D. La placa D ficticia se conecta a tierra a la cámara de vacío y la culata de imán. La placa D 500 se acciona mediante una señal de radiofrecuencia que se aplica al extremo de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 507. El campo eléctrico de radiofrecuencia se hace que varíe en el tiempo a medida que el haz de partículas acelerado aumenta en distancia desde el centro geométrico.

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

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

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

Protones (u otros iones) atraviesan una trayectoria generalmente en espiral orbital que comienza en la fuente de partículas. En la mitad de cada bucle de la trayectoria en espiral, los protones ganan energía a medida que pasan a través del campo eléctrico de RF. A medida que los protones ganan energía, el radio de la órbita central de cada bucle sucesivo de su trayectoria en espiral es mayor que el bucle anterior hasta que el radio de bucle alcanza el

radio máximo de la cara polar. En esa ubicación, una perturbación de campo eléctrico y magnético dirige protones a un área en donde el campo magnético disminuye rápidamente, y los protones salen del área del campo magnético elevado y se dirigen a través de un tubo de evacuación, denominado en el presente documento canal de extracción, para salir del sincrociclotrón. Puede usarse un regenerador magnético para cambiar la perturbación de campo magnético para dirigir los protones. Los protones que salen tenderán a dispersarse a medida que entran en un área con un campo magnético marcadamente reducido que existe en la sala alrededor del sincrociclotrón. Elementos 507, 509 de conformación de haz en el canal 138 de extracción (figura 14) redirigen los protones de modo que se encuentran en un haz recto de extensión espacial limitada.

A medida que el haz sale del canal de extracción se hace pasar a través de un sistema 525 de formación de haz (figura 14), que puede incluir un sistema de exploración del tipo descrito en el presente documento. El sistema 525 de formación de haz puede usarse junto con un soporte interno que controla la aplicación del haz.

Campos magnéticos de dispersión que salen del sincrociclotrón pueden limitarse tanto por una culata de imán (que también sirve como pantalla) como por una pantalla 514 magnética (por ejemplo, figura 8). La pantalla magnética independiente incluye una capa 517 de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que alberga la culata con forma de cajita, separada por un espacio 516. Esta configuración que incluye una interposición de una culata, un espacio, y una pantalla logra una protección adecuada para un campo magnético dado con fugas de peso menor. Tal como se describe anteriormente, en algunas implementaciones, un sistema de retorno activo puede usarse en lugar de, o para aumentar el funcionamiento de la culata magnética y la pantalla.

Haciendo referencia a la figura 12, el soporte permite que el sincrociclotrón se haga rotar alrededor de un eje de rotación horizontal 432. La estructura 416 de viga presenta dos vanos 480, 482 generalmente paralelos. El sincrociclotrón se aloja entre los vanos aproximadamente a medio camino entre las patas. El soporte se equilibra para la rotación alrededor de los cojinetes usando contrapesos 622, 624 montados en extremos de las patas en oposición a la viga.

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

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

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

Tal como se explicó anteriormente, haciendo referencia al sistema 602 de la figura 17, un acelerador de partículas de producción de haz, en este caso el sincrociclotrón 604 (que puede incluir cualesquiera y todas las características tal como se describen en el presente documento), puede estar montado en el soporte 605 rotatorio. El soporte 605 rotatorio es del tipo descrito en el presente documento, y puede rotar angularmente alrededor del soporte 606 de paciente. Esta característica permite que el sincrociclotrón 604 proporcione un haz de partículas esencialmente directamente al paciente desde diversos ángulos. Por ejemplo, tal como en la figura 17, si el sincrociclotrón 604 está por encima del soporte 606 de paciente, el haz de partículas puede dirigirse hacia abajo hacia el paciente. Alternativamente, si el sincrociclotrón 604 está por debajo del soporte 606 de paciente, el haz de partículas puede dirigirse hacia arriba hacia el paciente. El haz de partículas se aplica esencialmente directamente al paciente en cuanto a que un mecanismo de guiado de haz intermediario no se requiere. Un mecanismo de guiado, en este contexto, es diferente de un mecanismo de dimensionado o conformado porque un mecanismo de dimensionado o conformado no vuelve a guiar el haz, sino que en su lugar dimensiona y/o conforma el haz al tiempo que mantiene la misma trayectoria general del haz.

Acelerador de partículas de energía variable

El acelerador de partículas usado en los sistemas de terapia con partículas a modo de ejemplo y los sistemas a de exploración a modo de ejemplo descritos en el presente documento pueden ser un acelerador de partículas de energía variable, un ejemplo del cual se describe anteriormente

La energía de un haz de partículas extraído (la emisión del haz de partículas del acelerador) puede afectar al uso del haz de partículas durante el tratamiento. En algunas máquinas, la energía del haz de partículas (o partículas en el haz de partículas) no aumenta tras la extracción. Sin embargo, la energía puede reducirse basándose en

necesidades del tratamiento tras la extracción y antes del tratamiento. Haciendo referencia a la figura 18, un sistema 910 de tratamiento a modo de ejemplo incluye un acelerador 912, por ejemplo, un sincrociclotrón, del que se extrae un haz 914 de partículas (por ejemplo, protones) que presenta una energía variable para irradiar un volumen 924 objetivo de un cuerpo 922. Opcionalmente, uno o más dispositivos adicionales, tales como una unidad 916 de exploración o una unidad 916 de dispersión, una o más unidades 918 de monitorización, y un degradador 920 de energía, se colocan a lo largo de la dirección 928 de irradiación. Los dispositivos interceptan la sección transversal del haz 914 extraído y alteran una o más propiedades del haz extraído para el tratamiento.

Un volumen objetivo que va a irradiarse (un objetivo de irradiación) por un haz de partículas para el tratamiento presenta, normalmente, una configuración tridimensional. En algunos ejemplos, para llevar a cabo el tratamiento, el volumen de objetivo se divide en capas a lo largo de la dirección de irradiación del haz de partículas de modo que la irradiación puede realizarse de manera capa por capa. Para determinados tipos de partículas, tales como protones, la profundidad de penetración (o qué capa alcanza el haz) dentro del volumen de objetivo se determina en gran medida por la energía del haz de partículas. Un haz de partículas de una energía dada no alcanza sustancialmente más allá de una profundidad de penetración correspondiente para esa energía. Para mover el haz irradiación de una capa a otra capa del volumen de objetivo, la energía del haz de partículas se cambia.

En el ejemplo mostrado en la figura 18, el volumen 924 objetivo se divide en nueve capas 926a-926i a lo largo de la dirección 928 de irradiación. En un procedimiento a modo de ejemplo, la irradiación comienza desde la capa 926i más profunda, una capa cada vez, gradualmente a las capas más superficiales y termina con la capa 926a más superficial. Antes de la aplicación al cuerpo 922, la energía del haz 914 de partículas se controla para encontrarse a un nivel para permitir que el haz de partículas se detenga en una capa deseada, por ejemplo, la capa 926d, sin penetrar sustancialmente adicionalmente en el cuerpo o el volumen objetivo, por ejemplo, las capas 926e-926i o más profundo en el cuerpo. En algunos ejemplos, la energía deseada del haz 914 de partículas disminuye a medida que la capa de tratamiento se hace más superficial en relación con la aceleración de partícula. En algunos ejemplos, la diferencia de energía de haz para tratar capas adyacentes del volumen 924 objetivo es de aproximadamente 3 MeV a aproximadamente 100 MeV, por ejemplo, de aproximadamente 10 MeV a aproximadamente 80 MeV, aunque también pueden ser posibles otras diferencias, dependiendo de, por ejemplo, el grosor de las capas y las propiedades del haz.

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

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

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

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

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

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

El tratamiento de los diferentes volúmenes 924, 930 objetivo en el mismo paciente puede ser sustancialmente continuo, por ejemplo, siendo el tiempo de detención entre los dos volúmenes de no más de aproximadamente 30 minutos o menos, por ejemplo, 25 minutos o menos, 20 minutos o menos, 15 minutos o menos, 10 minutos o menos, 5 minutos o menos, o 1 minuto o menos. Tal como se explicó en el presente documento, el acelerador 912 puede estar montado en un soporte móvil y el movimiento del soporte puede mover el acelerador para alcanzar diferentes volúmenes objetivo. En algunas situaciones, el acelerador 912 puede completar el ajuste de energía del haz 914 de emisión durante el tiempo durante el que el sistema de tratamiento realiza el ajuste (tal como mover el soporte) tras completar el tratamiento del volumen 924 objetivo y antes de comenzar el tratamiento del volumen 930 objetivo. Tras la alineación del acelerador y el volumen 930 objetivo, el tratamiento puede comenzar con la energía de haz deseada, ajustada. El ajuste de energía de haz para diferentes pacientes también puede completarse de manera relativamente eficaz. En algunos ejemplos, todos los ajustes, incluyendo aumento/reducción de energía de haz y/o movilidad del soporte se realizan en aproximadamente 30 minutos, por ejemplo, en aproximadamente 25 minutos, en aproximadamente 20 minutos, en aproximadamente 15 minutos, en aproximadamente 10 minutos o en aproximadamente 5 minutos.

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

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

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

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

En algunas implementaciones, para emitir haces de partículas que presentan una energía variable, el acelerador 912 está configurado para aplicar tensiones de RF que realizan el barrido de diferentes intervalos de frecuencia,

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

El canal de extracción puede estar configurado para adaptar el intervalo de diferentes energías producido por el acelerador de partículas de energía variable. Por ejemplo, el canal de extracción puede ser lo suficientemente grande para soportar las energías mayor y menor producidas por el acelerador de partículas. Es decir, el canal de extracción puede dimensionarse o de otro modo configurarse para recibir y transmitir partículas dentro de esos intervalos de energía. Haces de partículas que presentan diferentes energías pueden extraerse del acelerador 912 sin alterar las características del regenerador que se usa para extraer haces de partículas que presentan una única energía. En otras implementaciones, para adaptar la energía de partícula variable, el regenerador puede moverse para alterar (por ejemplo, cambiar) diferentes órbitas de partícula de la manera descrita anteriormente y/o pueden añadirse o retirarse vástagos de hierro (cuñas magnéticas) para cambiar el salto de campo magnético proporcionado por el regenerador. Más específicamente, diferentes energías de partícula estarán, normalmente, en diferentes órbitas de partícula dentro de la cavidad. Al mover el regenerador, es posible interceptar una órbita de partícula a una energía específica y proporcionar de ese modo la correcta perturbación de esa órbita de modo que las partículas en la energía específica alcanzan el canal de extracción. En algunas implementaciones, el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) se realiza en tiempo real para coincidir con cambios en tiempo real en la emisión de energía de haz de partículas mediante el acelerador. En otras implementaciones, energía de partícula se ajusta en base a tratamiento, y el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) se realiza antes del tratamiento. En cualquier caso, el movimiento del regenerador (y/o adición/retirada de cuñas magnéticas) puede controlarse por ordenador. Por ejemplo, un ordenador puede controlar uno o más motores que realizan el movimiento del regenerador y/o cuñas magnéticas.

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

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

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

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

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

Haciendo referencia a el ejemplo mostrado en la figura 8 (y en la figura 12), el acelerador de partículas, que puede ser un acelerador de partículas de energía variable como el acelerador 912 descrito anteriormente, puede configurarse para emitir haces de partículas que presentan una energía variable. El intervalo de la energía variable puede presentar un límite superior que es de aproximadamente 200 MeV a aproximadamente 300 MeV o superior, por ejemplo, 200 MeV, aproximadamente 205 MeV, aproximadamente 210 MeV, aproximadamente 215 MeV, aproximadamente 220 MeV, aproximadamente 225 MeV, aproximadamente 230 MeV, aproximadamente 235 MeV, aproximadamente 240 MeV, aproximadamente 245 MeV, aproximadamente 250 MeV, aproximadamente 255 MeV, aproximadamente 260 MeV, aproximadamente 265 MeV, aproximadamente 270 MeV, aproximadamente 275 MeV, aproximadamente 280 MeV, aproximadamente 285 MeV, aproximadamente 290 MeV, aproximadamente 295 MeV, o

aproximadamente 300 MeV o superior. El intervalo también puede presentar un límite inferior que es de aproximadamente 100 MeV o inferior a aproximadamente 200 MeV, por ejemplo, aproximadamente 100 MeV o inferior, aproximadamente 105 MeV, aproximadamente 110 MeV, aproximadamente 115 MeV, aproximadamente 120 MeV, aproximadamente 125 MeV, aproximadamente 130 MeV, aproximadamente 135 MeV, aproximadamente 140 MeV, aproximadamente 145 MeV, aproximadamente 150 MeV, aproximadamente 155 MeV, aproximadamente 160 MeV, aproximadamente 165 MeV, aproximadamente 170 MeV, aproximadamente 175 MeV, aproximadamente 180 MeV, aproximadamente 185 MeV, aproximadamente 190 MeV, aproximadamente 195 MeV, aproximadamente 200 MeV.

En algunos ejemplos, la variación es no continua y la etapa de variación puede presentar un tamaño de aproximadamente 10 MeV o inferior, aproximadamente 15 MeV, aproximadamente 20 MeV, aproximadamente 25 MeV, aproximadamente 30 MeV, aproximadamente 35 MeV, aproximadamente 40 MeV, aproximadamente 45 MeV, aproximadamente 50 MeV, aproximadamente 55 MeV, aproximadamente 60 MeV, aproximadamente 65 MeV, aproximadamente 70 MeV, aproximadamente 75 MeV, o aproximadamente 80 MeV o superior. La variación de la energía por un tamaño de etapa no puede llevar más de 30 minutos, por ejemplo, aproximadamente 25 minutos o menos, aproximadamente 20 minutos o menos, aproximadamente 15 minutos o menos, aproximadamente 10 minutos o menos, aproximadamente 5 minutos o menos, aproximadamente 1 minuto o menos, o aproximadamente 30 segundos o menos. En otros ejemplos, la variación es continua y el acelerador puede ajustar la energía del haz de partículas a una velocidad relativamente alta, por ejemplo, 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 puede estar configurado para ajustar la energía de partícula tanto de manera continua como de manera no continua. Por ejemplo, puede usarse una combinación de la variación continua y no continua en un tratamiento de un volumen objetivo o en tratamientos de diferentes volúmenes objetivo. Pueden lograrse un plan de tratamiento flexible y un tratamiento flexible.

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

En algunas implementaciones, el acelerador, tal como el sincrociclotrón de la figura 8, acelera partículas o haces de partículas a niveles de energía variables haciendo variar el campo magnético en el acelerador, lo que puede lograrse haciendo variar la corriente eléctrica aplicada a bobinas para generar el campo magnético. Tal como se explicó anteriormente, un sincrociclotrón a modo de ejemplo (por ejemplo, el sincrociclotrón de la figura 8) incluye un sistema de imán que contiene una fuente de partículas, un sistema de accionamiento de radiofrecuencia, y un sistema de extracción de haz. La figura 19 muestra un ejemplo de un sistema de imán que puede usarse en un acelerador de energía variable. En esta implementación a modo de ejemplo, el campo magnético establecido por el sistema 1012 de imán puede variar de aproximadamente el 5% a aproximadamente el 35% de un valor máximo del campo magnético que dos conjuntos de bobinas 40a y 40b, y 42a y 42b pueden generar. El campo magnético establecido por el sistema de imán presenta una forma apropiada para mantener el enfoque de un haz de protones contenido usando una combinación de los dos conjuntos de bobinas y un par de estructuras ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero de carbono bajo), ejemplos de las cuales se proporcionaron anteriormente.

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

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

en los dos conjuntos de bobina puede generar un campo magnético que presenta una magnitud variable, que a su vez varía las trayectorias de aceleración de las partículas y produce partículas que presentan energías variables.

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

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

15 El ajuste a escala del campo magnético a la corriente eléctrica total en el ejemplo de la tabla 1 también se muestra en la gráfica de la figura 20, en donde BZ es el campo magnético a lo largo de la dirección Z; y R es la distancia radial medida desde un centro geométrico de los anillos de bobina a lo largo de una dirección perpendicular a la dirección Z. El campo magnético presenta el valor más elevado en el centro geométrico, y disminuye a medida que aumenta la distancia R. Las curvas 1035, 1037 representan el campo magnético generado por los mismos conjuntos de bobina que reciben corriente eléctrica total diferente: 1760 amperios y 1990 amperios, respectivamente. Las energías correspondientes de las partículas extraídas son 211 MeV y 250 MeV, respectivamente. Las dos curvas 20 1035, 1037 presentan sustancialmente la misma forma y las diferentes partes de las curvas 1035, 1037 son sustancialmente paralelas. Como resultado, o bien la curva 1035 o bien la curva 1037 pueden desplazarse linealmente para coincidir sustancialmente con la otra curva, indicando que el campo magnético puede ajustarse a escala a la corriente eléctrica total aplicada a los conjuntos de bobina.

25 En algunas implementaciones, el ajuste a escala del campo magnético a la corriente eléctrica total puede no ser perfecto. Por ejemplo, la relación entre el campo magnético y la corriente calculada basándose en el ejemplo mostrado en tabla 1 no es constante. También, tal como se muestra en la figura 20, el desplazamiento lineal de una curva puede no coincidir perfectamente con la otra curva. En algunas implementaciones, la corriente total se aplica a los conjuntos de bobina bajo la presunción de un ajuste a escala perfecto. El campo magnético objetivo (según la presunción de un ajuste a escala perfecto) puede generarse alterando adicionalmente las características, por ejemplo, la geometría, de las bobinas para contrarrestar la imperfección en el ajuste a escala. Como ejemplo, 30 vástagos ferromagnéticos (por ejemplo, hierro) (cuñas magnéticas) pueden insertarse o retirarse de una o de ambas estructuras magnéticas (por ejemplo, culatas, piezas polares, y similares). Las características de las bobinas pueden alterarse a una velocidad relativamente elevada de modo que la velocidad del ajuste de campo magnético no se vea sustancialmente afectada en comparación con la situación en la que el ajuste a escala es perfecto y solo necesita ajustarse la corriente eléctrica. En el ejemplo de vástagos de hierro, los vástagos pueden añadirse o retirarse a una escala de tiempo de segundos o minutos, por ejemplo, en 5 minutos, en 1 minuto, menos de 30 segundos, o menos de 1 segundo.

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

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

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

50 El campo magnético variable total generado por la corriente variable total para acelerar las partículas puede presentar una magnitud máxima mayor de 4 Teslas, por ejemplo, mayor de 5 Teslas, mayor de 6 Teslas, mayor de 7 Teslas, mayor de 8 Teslas, mayor de 9 Teslas, o mayor de 10 Teslas, y de hasta aproximadamente 20 Teslas o superior, por ejemplo, de hasta aproximadamente 18 Teslas, de hasta aproximadamente 15 Teslas, o de hasta

aproximadamente 12 Teslas. En algunas implementaciones, la variación de la corriente total en los conjuntos de bobina puede variar el campo magnético de aproximadamente 0,2 Teslas a aproximadamente 4,2 Teslas o más, por ejemplo, de aproximadamente 0,2 Teslas a aproximadamente 1,4 Teslas o de aproximadamente 0,6 Teslas a aproximadamente 4,2 Teslas. En algunas situaciones, la cantidad de variación del campo magnético puede ser proporcional a la magnitud máxima.

La figura 21 muestra una estructura de RF a modo de ejemplo para realizar el barrido de la tensión en la placa D 500 con respecto a un intervalo de frecuencia de RF para cada nivel de energía del haz de partículas, y para variar el intervalo de frecuencia cuando la energía de haz de partículas varía. Las superficies 503, 505 semicirculares de la placa D 500 están conectadas a un conductor 1300 interior y se alojan en un conductor 1302 exterior. La tensión elevada se aplica a la placa D 500 desde una fuente de alimentación (no mostrada, por ejemplo, una entrada de tensión oscilante) a través de un dispositivo 1304 de acoplamiento de energía que acopla la fuente de alimentación al conductor interior. En algunas implementaciones, el dispositivo 1304 de acoplamiento se coloca en el conductor 1300 interior para proporcionar transferencia de energía desde la fuente de alimentación hasta la placa D 500. Además, la placa D 500 se acopla a elementos 1306, 1308 reactivos variables para realizar el barrido de frecuencia de RF para cada nivel de energía de partícula, y para cambiar el intervalo de frecuencia de RF para diferentes niveles de energía de partícula.

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

La generación de frecuencia de RF se sincroniza con la rotación de hoja detectando la fase de la tensión de RF en el resonador, manteniendo la tensión alterna en las placas D próxima a la frecuencia resonante de la cavidad de RF. (La placa D ficticia se conecta a tierra y no se muestra en la figura 21).

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

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

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

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

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

Un programa de ordenador puede grabarse en cualquier forma de lenguaje de programación, incluyendo lenguajes interpretados o compilados, y puede emplearse de cualquier forma, incluyendo como un programa autónomo o como

un módulo, componente, subrutina, u otra unidad adecuada para usarse en un entorno informático. Un programa de ordenador puede emplearse para ejecutarse en un ordenador o en múltiples ordenadores en un sitio o distribuirse a través de múltiples sitios e interconectarse mediante una red de trabajo.

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

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

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

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

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

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

Otras implementaciones no descritas de manera específica en el presente documento también se encuentran dentro del alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Método de colocación de un paciente para tratamiento, que comprende:
 asociar puntos de referencia con el paciente;
 5 usar un primer sistema (14) de obtención de imágenes en una posición (18) de obtención de imágenes para captar una primera imagen de los puntos de referencia y de un objetivo de irradiación mientras el paciente se encuentra en un sofá (13) de tratamiento, encontrándose la posición (18) de obtención de imágenes en una sala (12) de tratamiento en la que va a realizarse el tratamiento;
 10 mover el sofá (13) de tratamiento mientras el paciente se encuentra en el sofá (13) de tratamiento de la posición (18) de obtención de imágenes hacia una posición (19) de tratamiento, siendo la posición (19) de tratamiento diferente de la posición (18) de obtención de imágenes y encontrándose en la sala (12) de tratamiento;
 según el movimiento del sofá de tratamiento (14), usar un segundo sistema de obtención de imágenes para captar una segunda imagen de los puntos de referencia en la sala (12) de tratamiento;
 determinar ubicaciones de los puntos de referencia en la sala (12) de tratamiento basándose tanto en la primera imagen como en la segunda imagen;
 15 determinar una ubicación del objetivo de irradiación en relación con un sistema (15) de terapia basándose en ubicaciones de los puntos de referencia en la sala de tratamiento y en la primera imagen; y
 mover el sofá de tratamiento a la posición (19) de tratamiento en la sala (12) de tratamiento basándose en la ubicación del objetivo de irradiación.
2. Método según la reivindicación 1, en el que el primer sistema (14) de obtención de imágenes está configurado para captar imágenes internas del paciente y de los puntos de referencia; y
 20 en el que el segundo sistema de obtención de imágenes está configurado para captar imágenes externas de los puntos de referencia.
3. Método según la reivindicación 1, en el que la primera imagen comprende una o más de las siguientes: imagen de rayos X radiografiada, una imagen de tomografía computarizada (CT) que se capta por un dispositivo de obtención de imágenes de CT, una imagen de obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI) que se capta por un dispositivo de obtención de imágenes de MRI, una imagen de tomografía de emisión de positrones (PET) que se capta por un dispositivo de PET, una imagen captada por un dispositivo de obtención de imágenes de superficie de vídeo, o una imagen captada por un dispositivo de SPECT/CT.
4. Método según la reivindicación 1, en el que las ubicaciones de los puntos de referencia se detectan en relación con un sistema de coordenadas de referencia.
 30
5. Método según la reivindicación 1, en el que el sistema (15) de terapia presenta un isocentro; en el que mover el sofá (13) de tratamiento a la posición (19) de tratamiento comprende mover el sofá (13) de tratamiento de modo que la ubicación del objetivo de irradiación corresponde a una ubicación del isocentro.
6. Sistema de tratamiento para usarse en una sala de tratamiento que comprende:
 35 un sofá (13) de tratamiento para sujetar un paciente en la sala de tratamiento;
 puntos de referencia que pueden asociarse con el paciente;
 un primer sistema (14) de obtención de imágenes ubicado en una posición (18) de obtención de imágenes y adaptado para captar una primera imagen de los puntos de referencia y de un objetivo de irradiación mientras el paciente se encuentra en el sofá de tratamiento;
 40 un mecanismo para mover el sofá (13) de tratamiento mientras el paciente se encuentra en el sofá (13) de tratamiento de la posición (18) de obtención de imágenes hacia una posición (19) de tratamiento, siendo la posición (19) de tratamiento diferente de la posición (18) de obtención de imágenes;
 un segundo sistema de obtención de imágenes adaptado para captar una segunda imagen de los puntos de referencia en la sala (12) de tratamiento según el movimiento del sofá (13) de tratamiento hacia la posición (19) de tratamiento;
 45 un sistema de terapia adaptado para tratar al paciente cuando el paciente está ubicado en la posición de tratamiento;
 y
 un sistema informático programado para alinear ubicaciones de los puntos de referencia en la segunda imagen con ubicaciones en la sala de tratamiento, para alinear ubicaciones de los puntos de referencia en la primera imagen con

- las ubicaciones en la sala (12) de tratamiento, y para determinar una ubicación del objetivo de irradiación en relación con un sistema (15) de terapia basándose en las ubicaciones de los puntos de referencia en la sala (12) de tratamiento y basándose en la primera imagen;
- 5 en el que el mecanismo para mover el sofá (13) de tratamiento puede controlarse para mover el sofá (13) de tratamiento basándose en la ubicación del objetivo de irradiación para corregir la posición del objetivo de irradiación de modo que el objetivo de irradiación se encuentra en la posición (19) de tratamiento.
7. Sistema según la reivindicación 6, en el que el primer sistema (14) de obtención de imágenes está configurado para captar imágenes internas del paciente y de los puntos de referencia; y
- 10 en el que el segundo sistema de obtención de imágenes está configurado para captar imágenes externas de los puntos de referencia.
8. Sistema según la reivindicación 6, que comprende además:
- un sistema de acelerador de partículas para tratar al paciente en la posición de tratamiento;
- en el que tratar al paciente comprende irradiar el paciente con protones emitidos por el sistema de acelerador de partículas, y opcionalmente en el que el sistema de acelerador de partículas presenta un isocentro, comprendiendo el isocentro la posición de tratamiento.
- 15 9. Sistema según la reivindicación 6, en el que la ubicación del objetivo de irradiación en relación con el sistema (15) de terapia se determina en relación con un sistema de coordenadas de referencia.
10. Sistema según la reivindicación 9, en el que el sistema de terapia presenta un isocentro; y
- 20 en el que mover el sofá de tratamiento a la posición (19) de tratamiento comprende mover el sofá de tratamiento de modo que la ubicación del objetivo de irradiación corresponde a una ubicación del isocentro.
11. Sistema según la reivindicación 9, en el que el sistema de coordenadas de referencia forma parte de un espacio de mundo real que incluye el sistema (15) de terapia.
12. Sistema según la reivindicación 6, en el que el mecanismo comprende un mecanismo robótico, estando el mecanismo robótico configurado para mover automáticamente el sofá de tratamiento de la posición (18) de obtención de imágenes a la posición (19) de tratamiento mientras el paciente permanece en el sofá de tratamiento.
- 25 13. Sistema según la reivindicación 6, en el que el mecanismo puede controlarse para mover manualmente el sofá (13) de tratamiento mientras el paciente permanece en el sofá (13) de tratamiento.
14. Sistema según la reivindicación 6, en el que el sistema informático está programado para realizar operaciones que comprenden:
- 30 determinar una orientación del objetivo de irradiación basándose en ubicaciones de los puntos de referencia en la sala (12) de tratamiento y en la primera imagen; y
- orientar el tratamiento basándose en la orientación del objetivo de irradiación.
15. Sistema según la reivindicación 6, en el que el sistema informático está programado para realizar operaciones que comprenden:
- 35 rastrear el movimiento de los puntos de referencia a lo largo del tiempo; y
- controlar el movimiento del sofá de tratamiento basándose en el movimiento de los puntos de referencia.

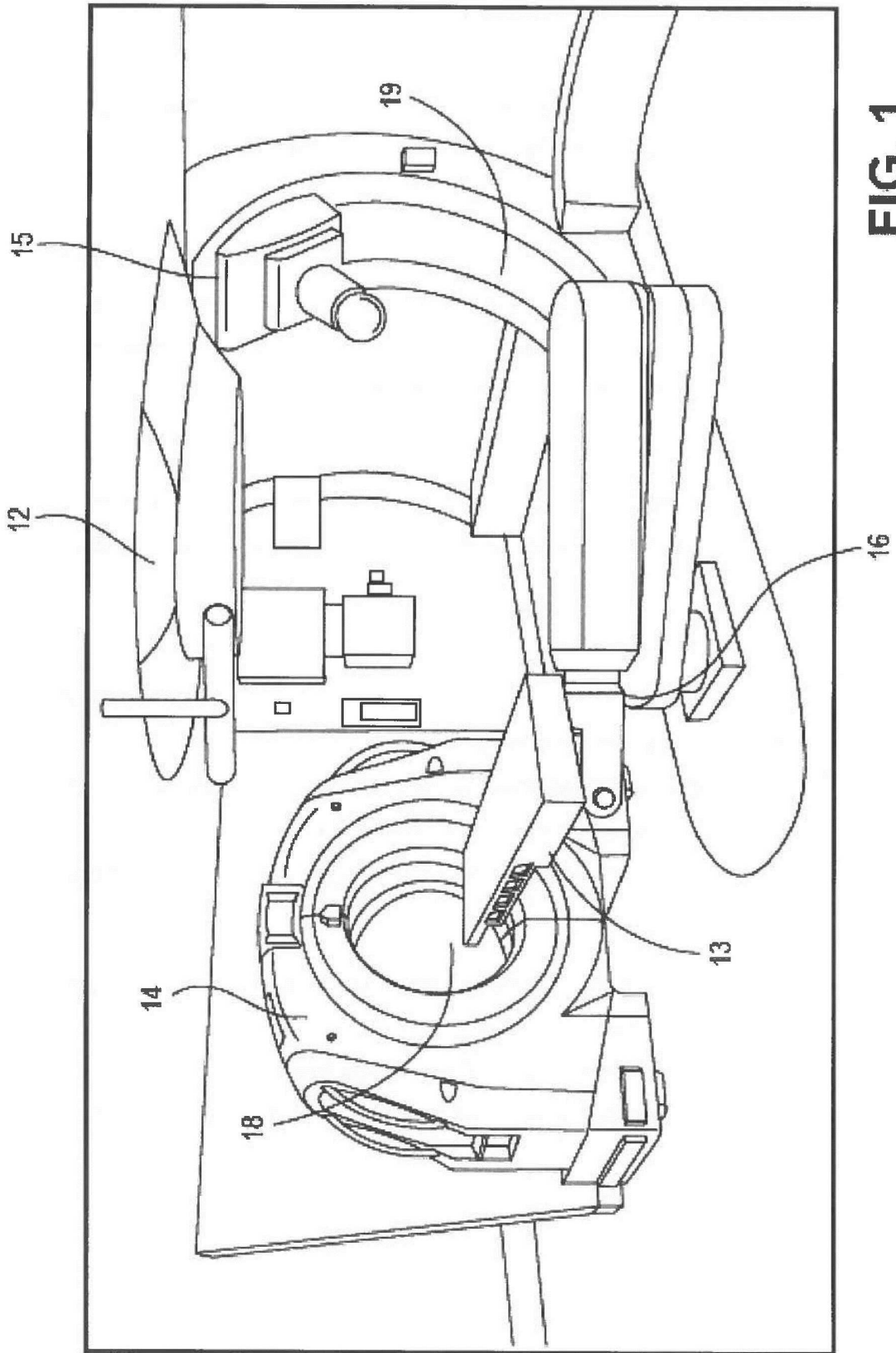


FIG. 1

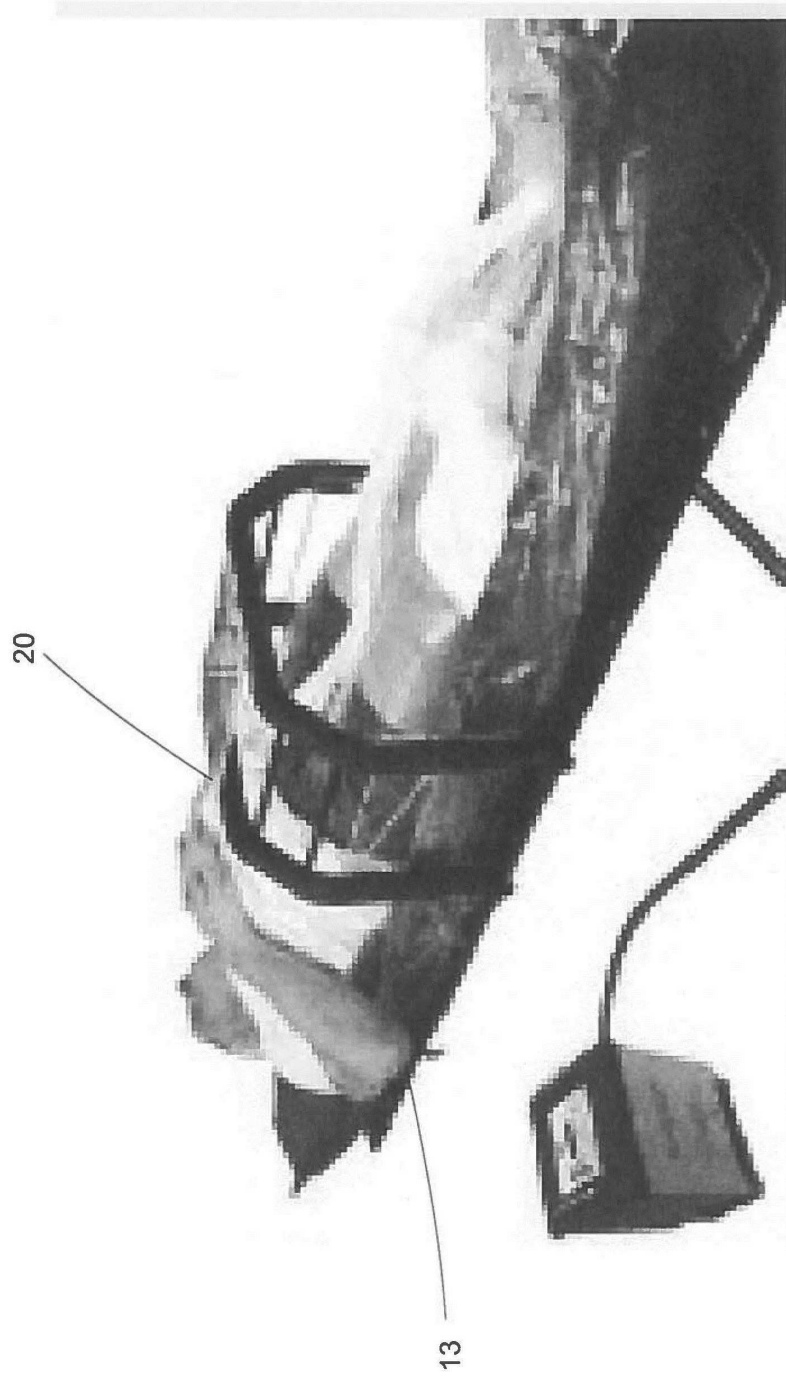


FIG 2

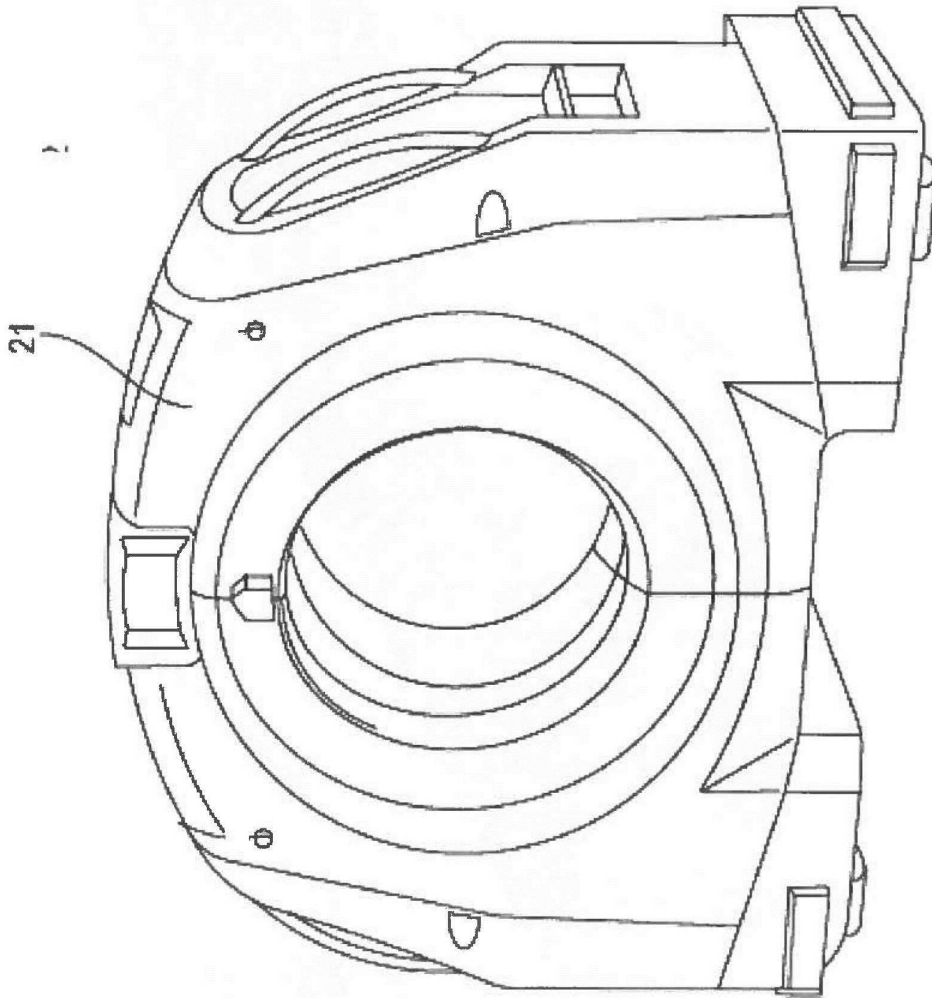


FIG. 3



FIG. 4

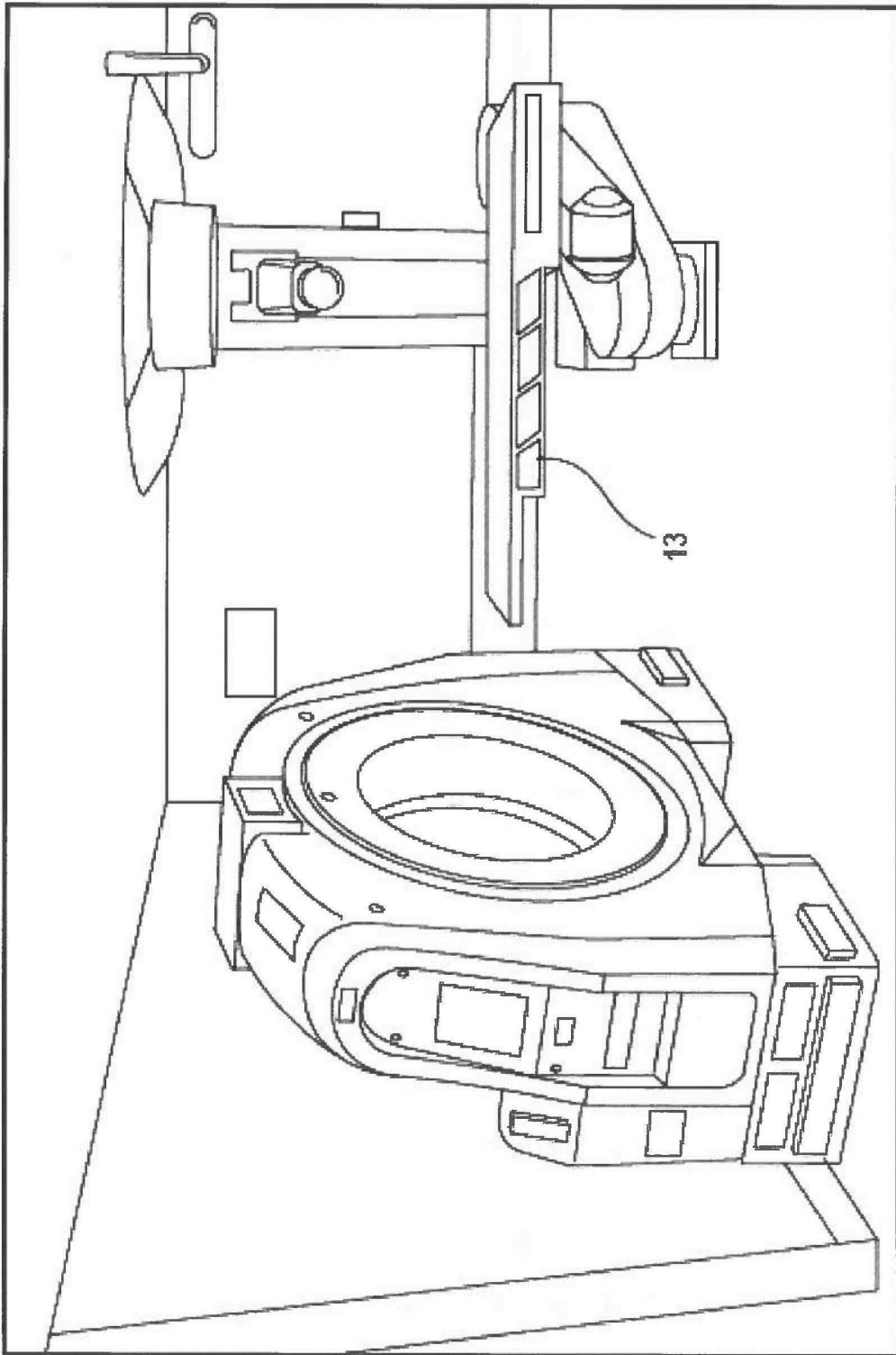


FIG. 5

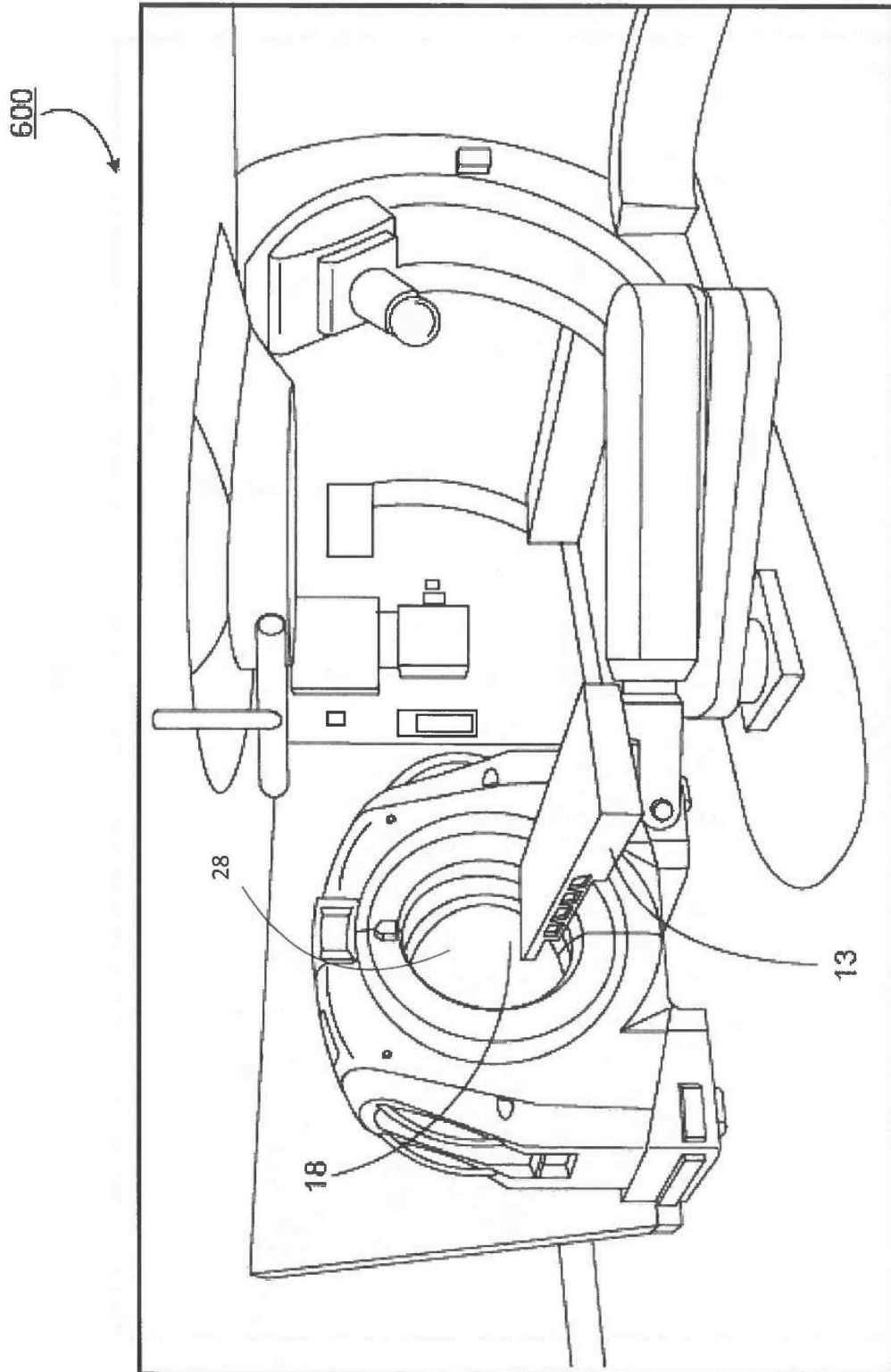


FIG. 6

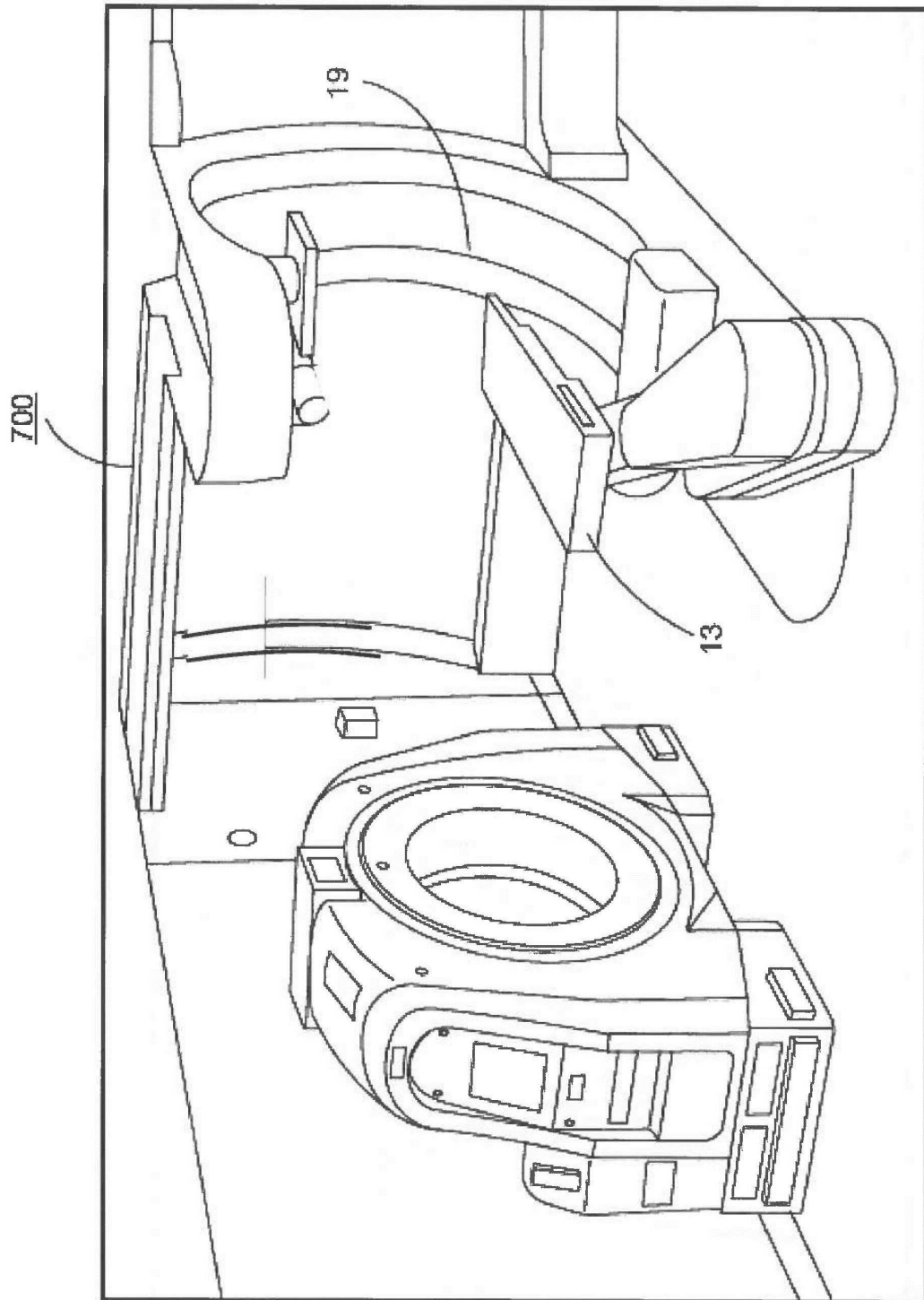


FIG. 7

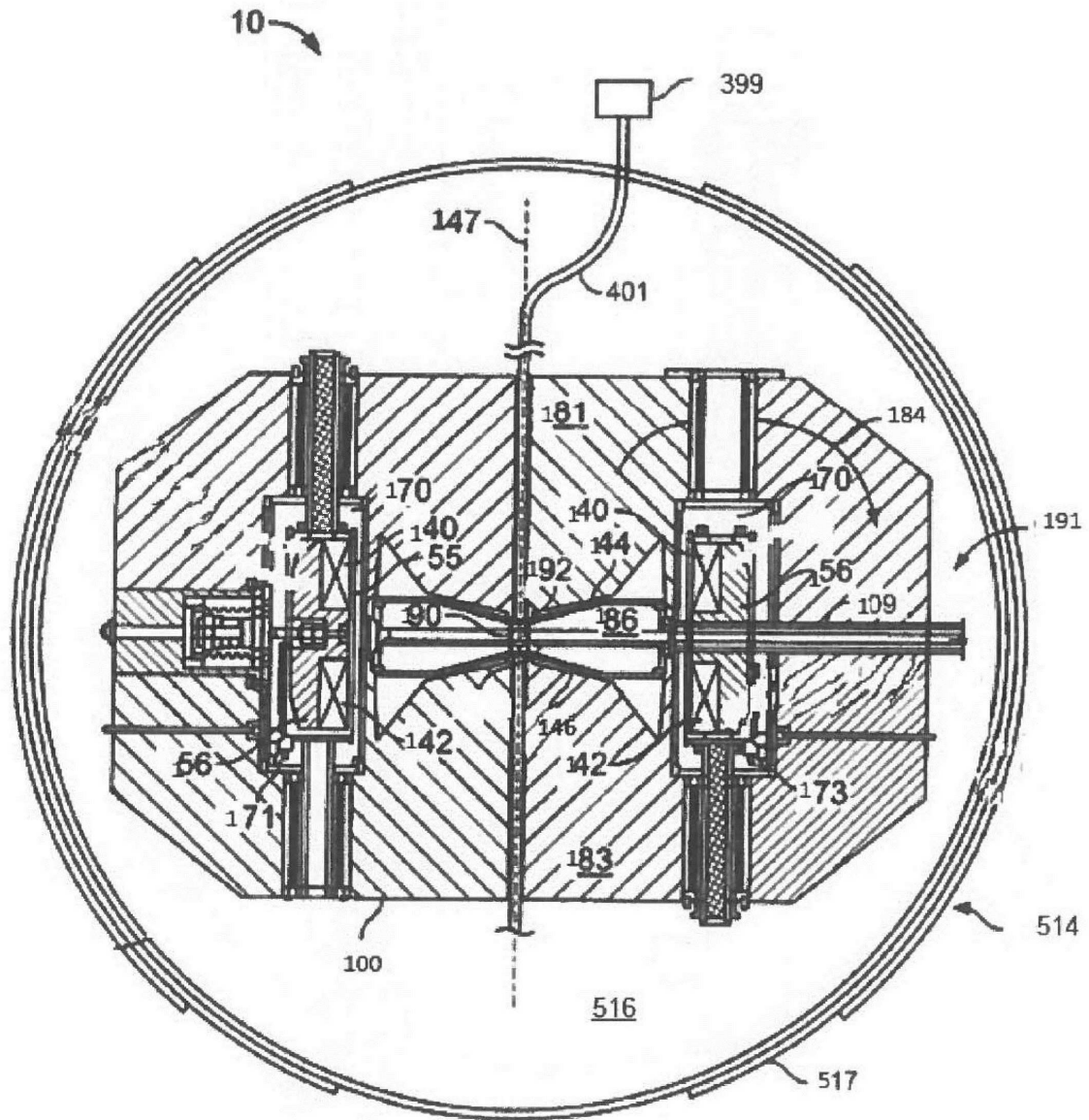


FIG. 8

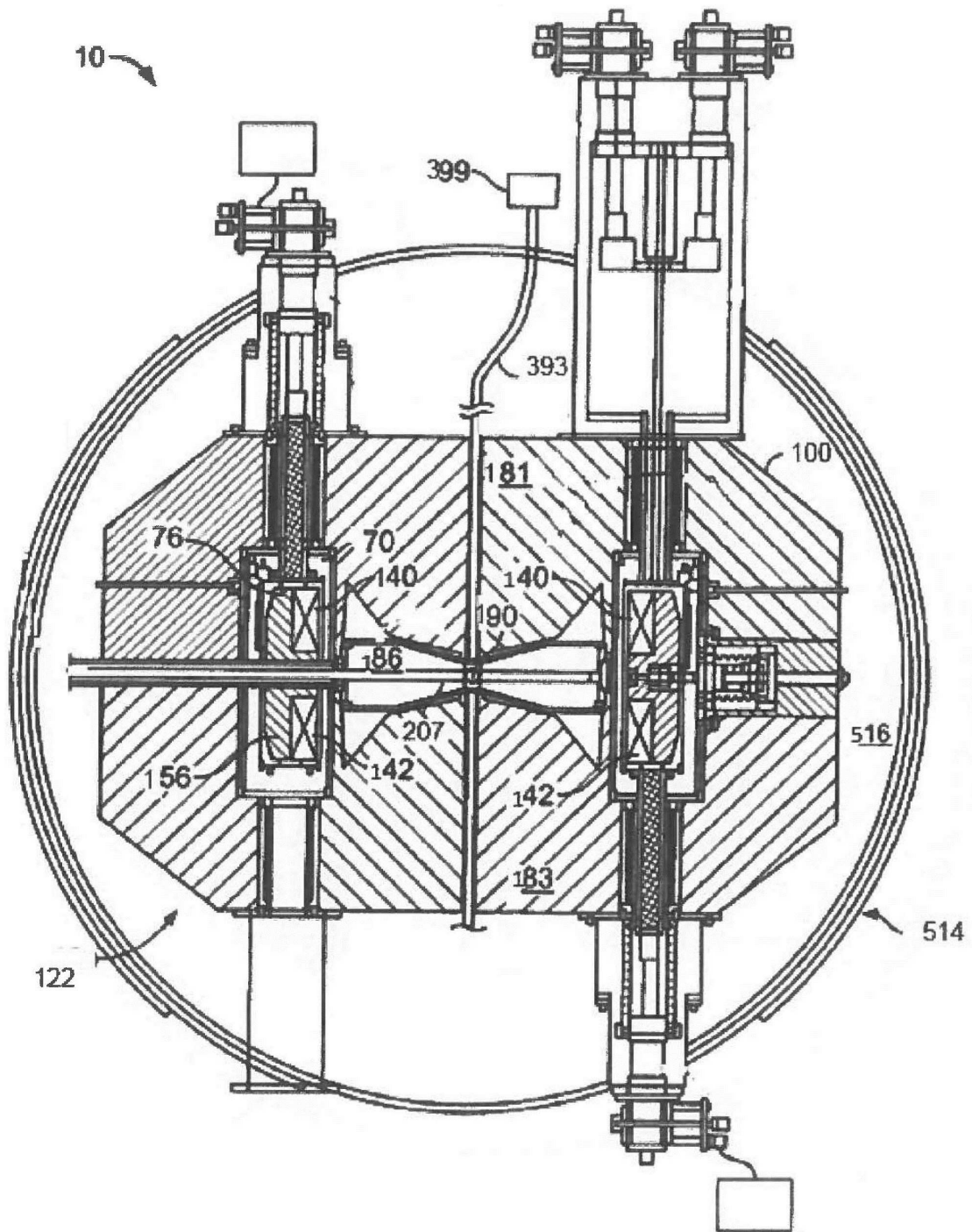


FIG. 9

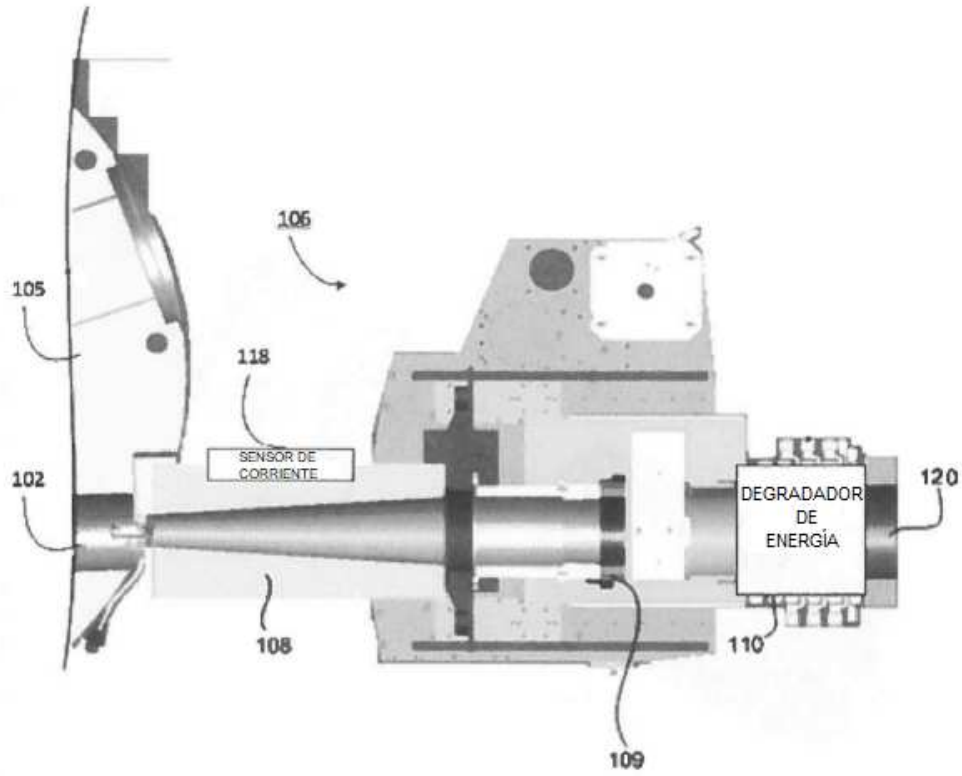


FIG. 10

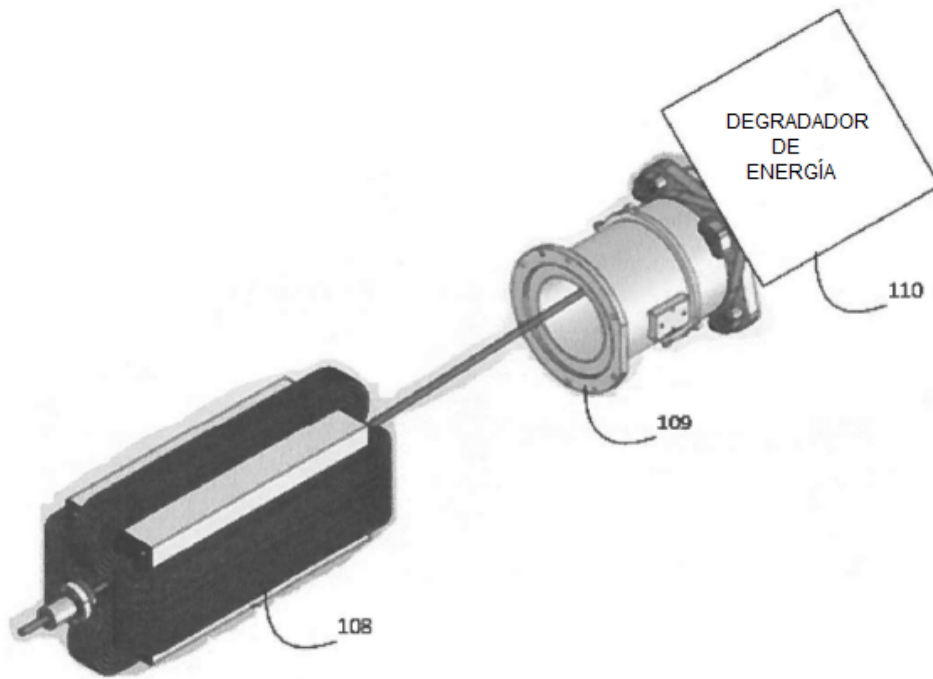


FIG. 11

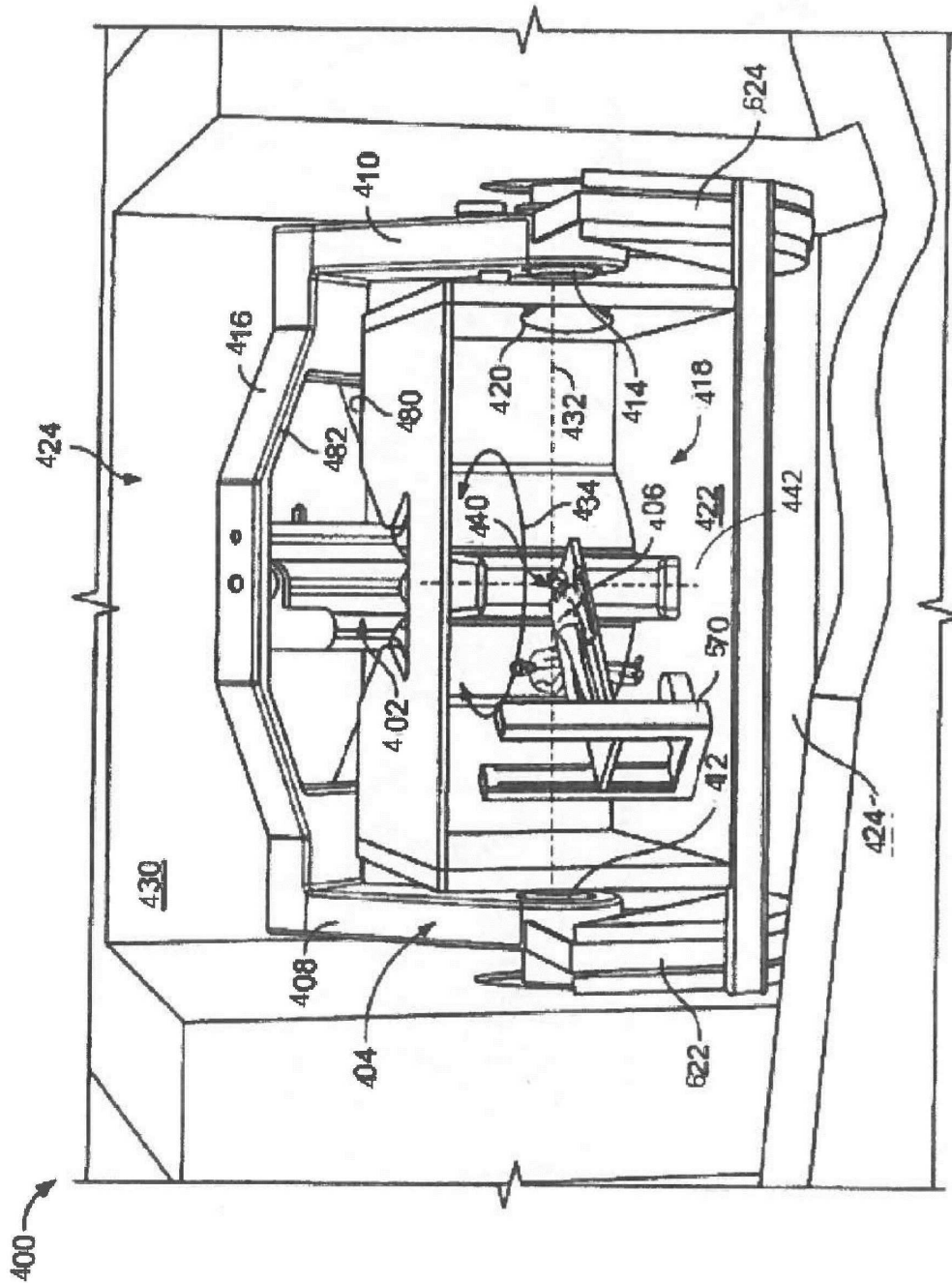


FIG. 12

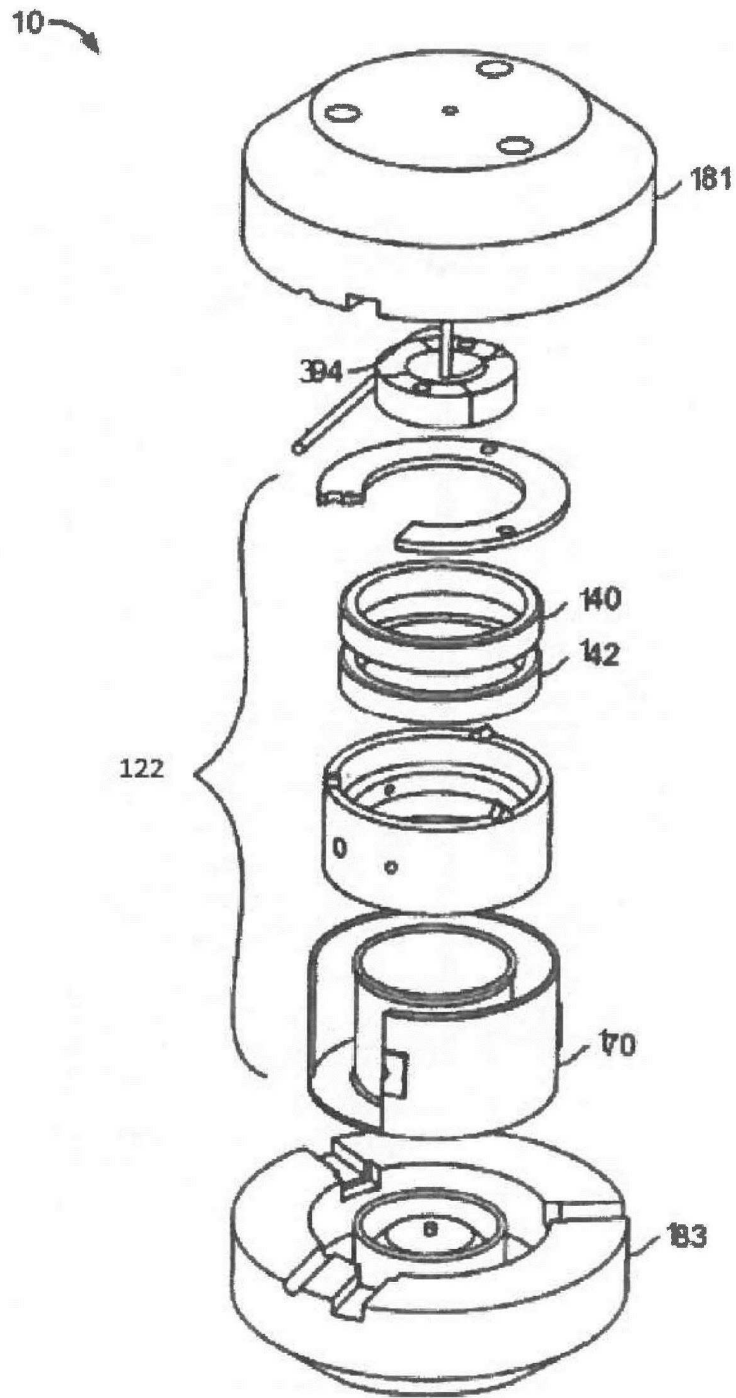


FIG. 13

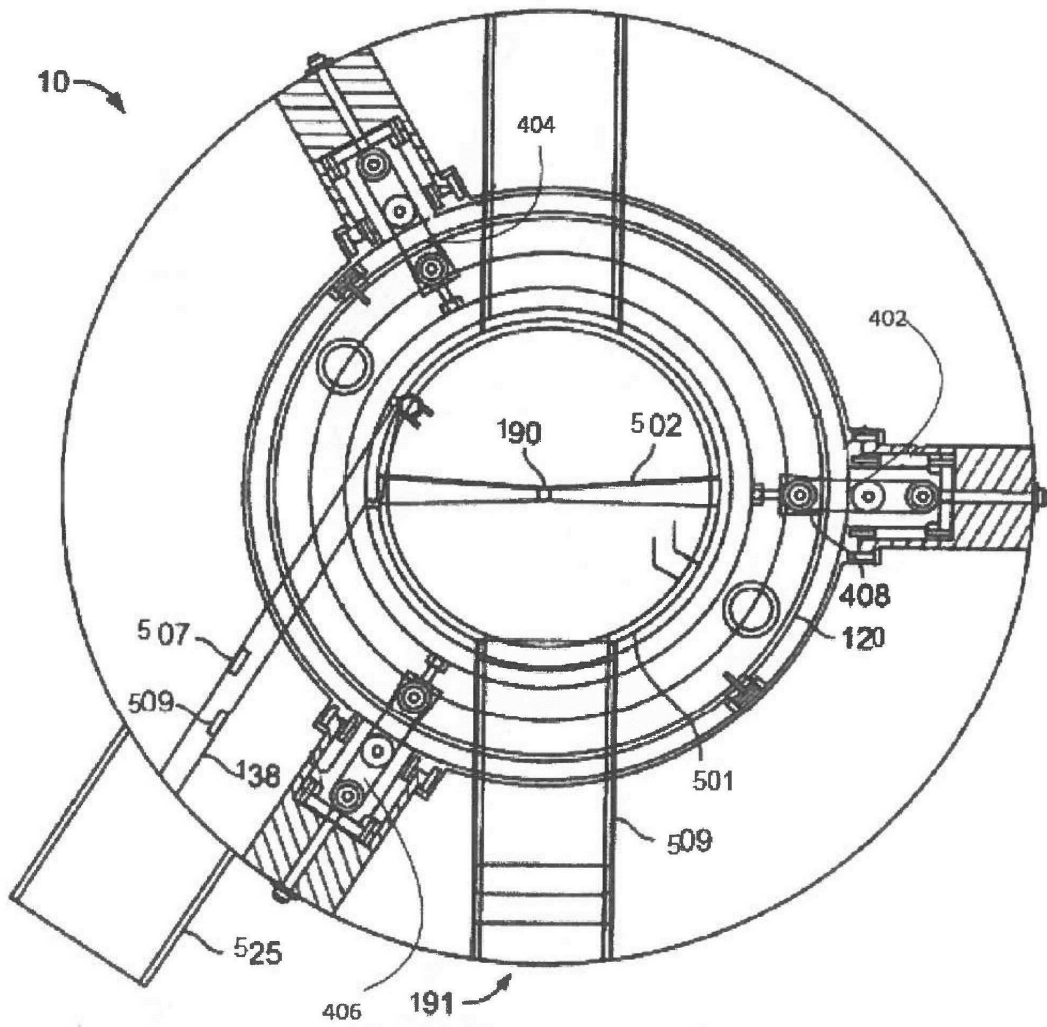


FIG. 14

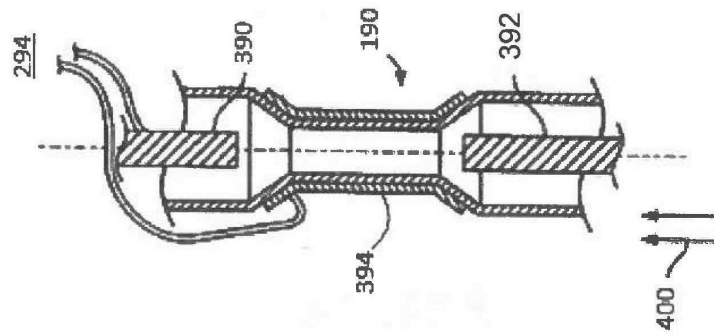


FIG. 15

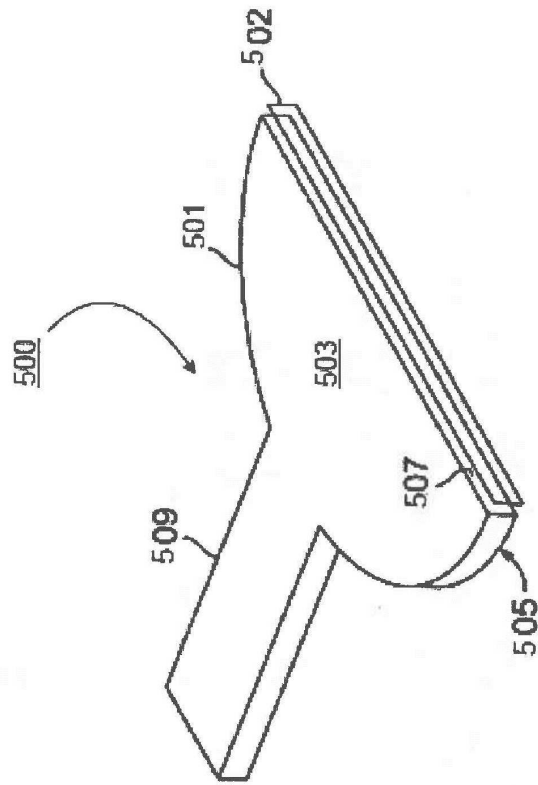


FIG. 16

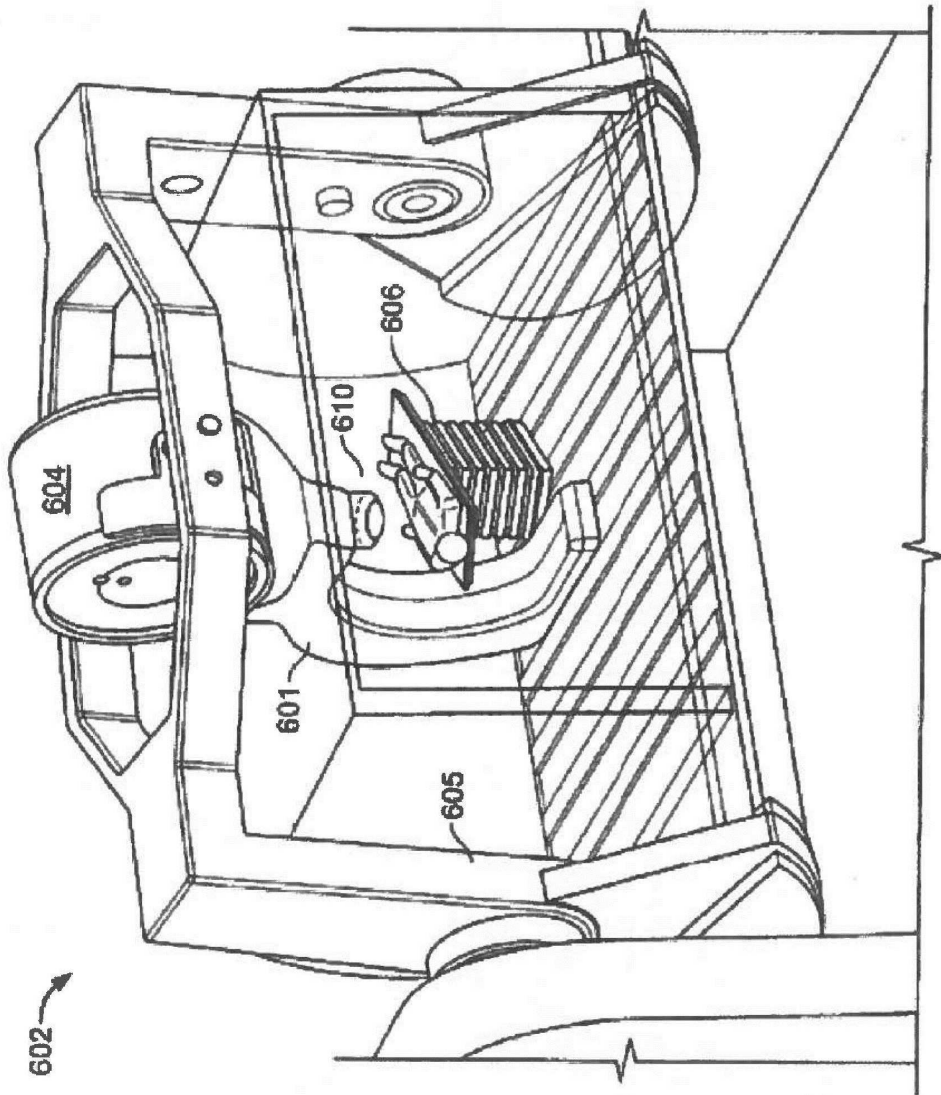


FIG. 17

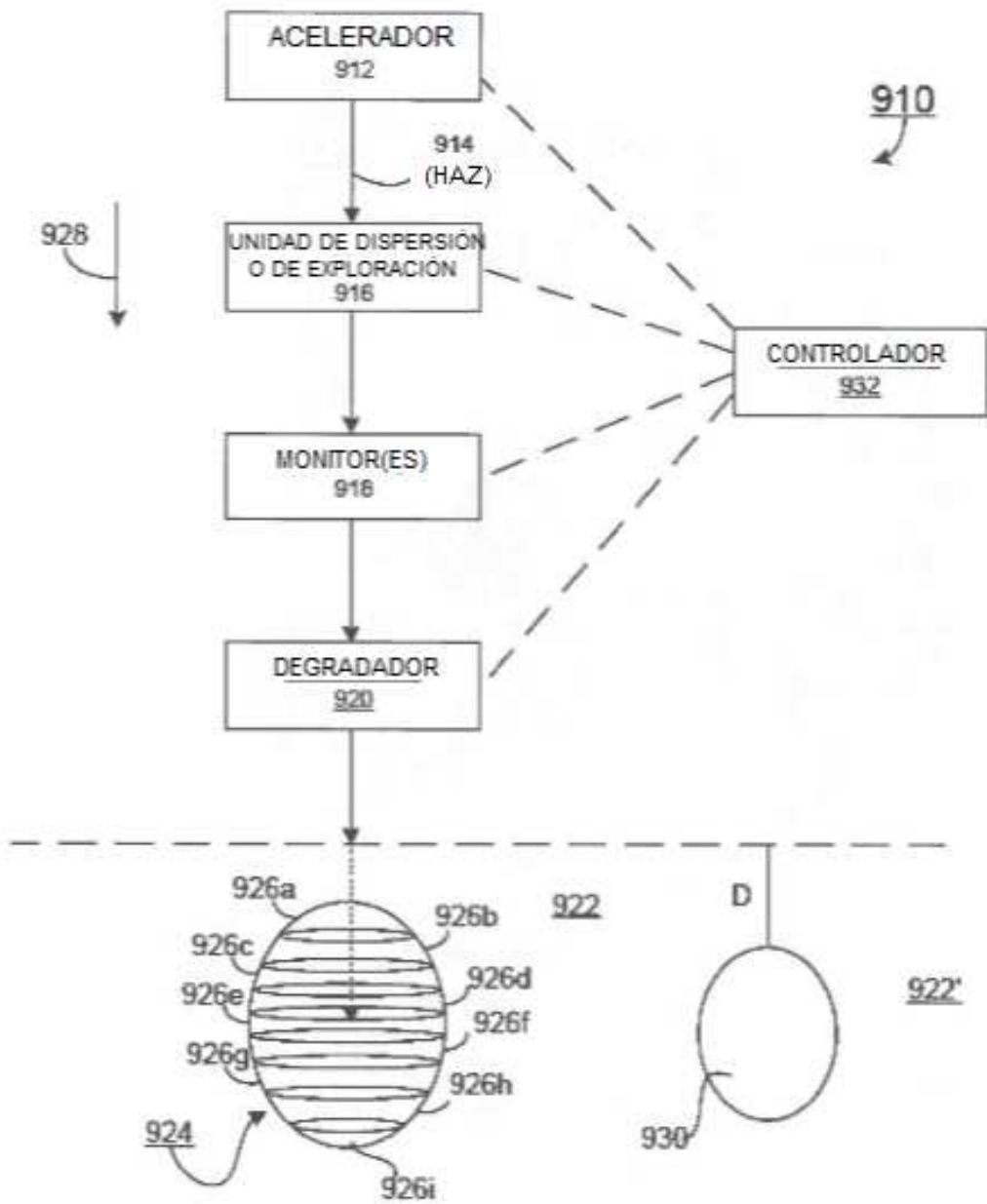


FIG. 18

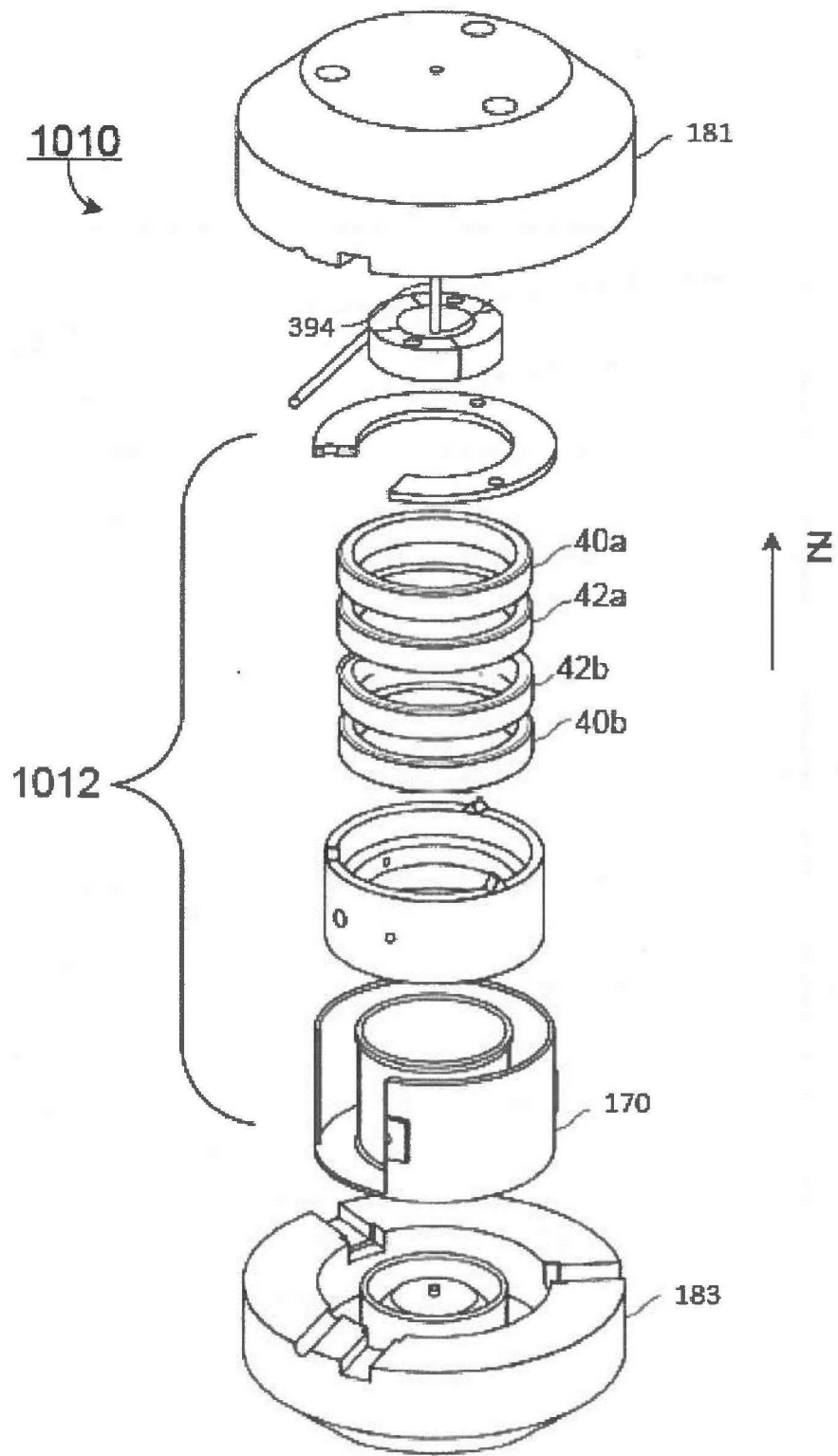


FIG. 19

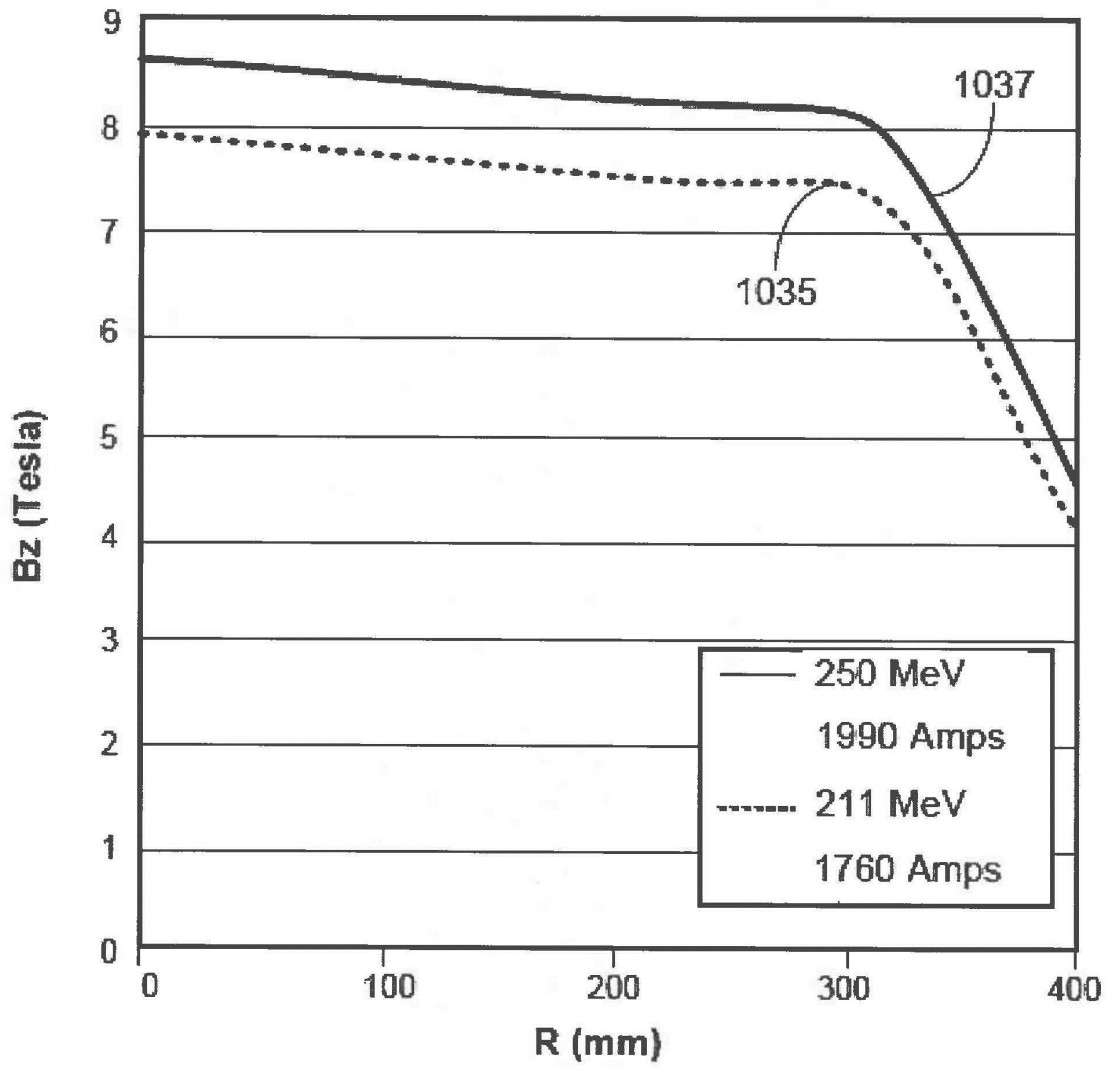


FIG. 20

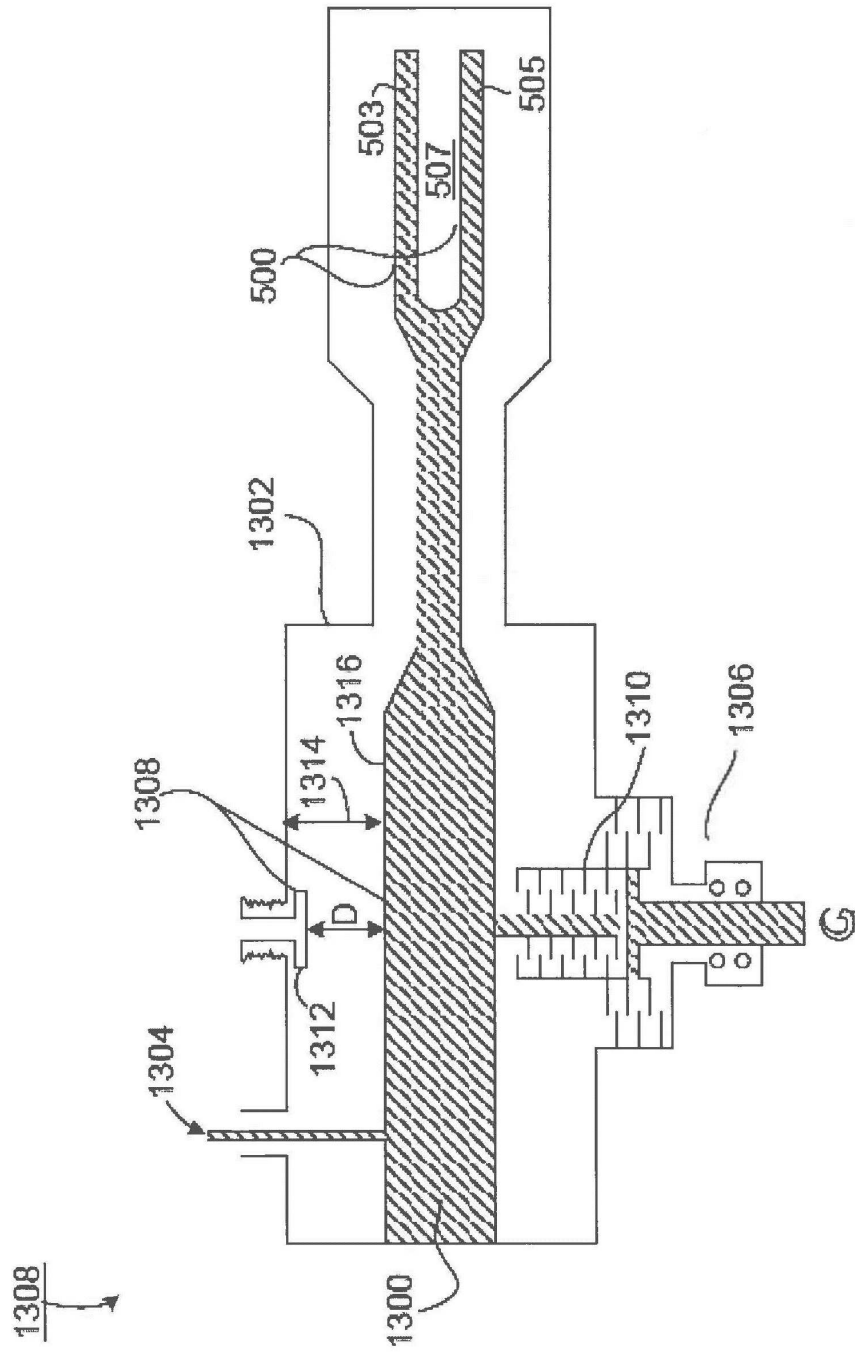


FIG. 21