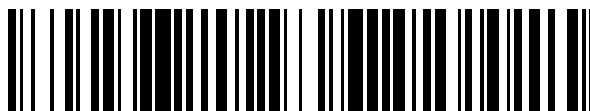


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 651 735**

51 Int. Cl.:

H05H 13/00 (2006.01)

H05H 7/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.05.2014 E 14170555 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.09.2017 EP 2809132**

54 Título: **Sistema de retorno activo**

30 Prioridad:

31.05.2013 US 201313907601

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

29.01.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**ZWART, GERRIT TOWNSEND y
COOLEY, JAMES**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 651 735 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 retorno activo

Campo técnico

La presente descripción se refiere generalmente a un sistema de retorno activo para un imán superconductor.

5 Antecedentes

Los sistemas de terapia de partículas utilizan un acelerador para generar un haz de partículas para tratar enfermedades, tales como tumores. En funcionamiento, las partículas se aceleran en órbitas dentro de una cavidad en presencia de un campo magnético, y se retiran de la cavidad a través de un canal de extracción. Las partículas forman parte de un haz, que se aplica al paciente para su tratamiento. El campo magnético lo genera un imán que produce flujo magnético. Demasiado flujo magnético parásito puede afectar negativamente al funcionamiento del acelerador y de otros componentes del sistema de terapia de partículas. Por tanto, puede usarse un retorno para guiar el flujo magnético parásito. Los retornos ferromagnéticos pueden ser pesados y añadir un peso considerable al acelerador. Esto puede resultar problemático en algunos casos.

Sumario

15 Un ejemplo de acelerador de partículas comprende un imán para generar un campo magnético, en el que el imán comprende unas primeras bobinas superconductoras para hacer circular corriente en una primera dirección para generar así el primer campo magnético, y en el que el primer campo magnético es de al menos 4 Teslas (T). El acelerador de partículas ejemplar también comprende un sistema de retorno activo que incluye unas segundas bobinas superconductoras. Cada una de las segundas bobinas superconductoras rodea, y es concéntrica con, una primera bobina superconductora correspondiente. Las segundas bobinas superconductoras son para hacer circular corriente en una segunda dirección que es opuesta a la primera dirección para generar de ese modo un segundo campo magnético de al menos 2.5 T. El segundo campo magnético tiene una polaridad que es opuesta a una polaridad del primer campo magnético. El acelerador de partículas ejemplar puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea sola o en combinación.

25 Una fuente de alimentación puede proporcionar corriente tanto a las primeras bobinas superconductoras como a las segundas bobinas superconductoras. Las primeras bobinas superconductoras y las segundas bobinas superconductoras pueden montarse en una estructura. La estructura puede comprender al menos uno de acero inoxidable y fibra de carbono.

30 Las primeras bobinas superconductoras pueden montarse en un interior de la estructura y las segundas bobinas superconductoras pueden montarse en un exterior de la estructura de manera que las segundas bobinas superconductoras están separadas de las primeras bobinas superconductoras por al menos parte de la estructura. Un anillo de flejado puede rodear las segundas bobinas superconductoras.

35 Unas piezas polares magnéticas pueden definir la cavidad, y la estructura puede rodear al menos parte de las piezas polares magnéticas. Una cubierta de criostato puede rodear al menos parte de la estructura y al menos parte de las piezas polares magnéticas. La cubierta de criostato puede comprender un material no ferromagnético.

El acelerador de partículas puede pesar menos de 15 toneladas, menos de 10 toneladas, menos de 9 toneladas, menos de 8 toneladas, menos de 7 toneladas, y así sucesivamente.

40 Un sistema de terapia de protones puede comprender el acelerador de partículas anterior (y sus variantes), junto con un gantry en el que está montado el acelerador de partículas. El gantry puede girar con respecto a la posición del paciente. Los protones son enviados fundamentalmente directamente desde el acelerador de partículas a la posición del paciente. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón. El sistema de terapia de protones también puede comprender una fuente de partículas para proporcionar plasma ionizado a una cavidad que contiene el primer campo magnético, y una fuente de tensión para proporcionar tensión para acelerar un haz compuesto por pulsos de plasma ionizado hacia una salida.

45 Un ejemplo de acelerador de partículas puede comprender una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad para acelerar partículas para producir un haz de partículas; donde la cavidad tiene un primer campo magnético para hacer que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; y donde la tensión RF se puede controlar para variar en el tiempo a medida que aumenta la distancia del haz de partículas desde la columna de plasma. El acelerador de partículas ejemplar también puede comprender un imán para generar el primer campo magnético en la cavidad, donde el imán comprende unas primeras bobinas superconductoras para hacer circular corriente en una primera dirección para así generar el primer campo magnético. El acelerador de partículas ejemplar también puede comprender un sistema de retorno activo que comprende unas segundas bobinas superconductoras, donde cada una de las segundas bobinas superconductoras rodea, y es concéntrica con, una primera bobina superconductora correspondiente. Las segundas bobinas superconductoras son para hacer circular corriente en una segunda dirección que es opuesta a la primera dirección para generar de ese modo un segundo campo magnético que tiene un campo magnético de al menos 2,5

Teslas (T). El segundo campo magnético tiene una polaridad que es opuesta a la polaridad del primer campo magnético. El acelerador de partículas ejemplar puede incluir una o más de las siguientes características, ya sea sola o en combinación.

5 El primer campo magnético puede ser de al menos 4 T. El segundo campo magnético puede estar entre 2,5 T y 12 T. El primer campo magnético puede estar entre 4 T y 20 T y el segundo campo magnético puede estar entre 2,5 T y 12 T.

10 Se puede usar una sola fuente de alimentación para proporcionar corriente tanto a las primeras bobinas superconductoras como a las segundas bobinas superconductoras. Las primeras bobinas superconductoras y las segundas bobinas superconductoras pueden montarse en una estructura. La estructura puede comprender al menos uno de acero inoxidable y fibra de carbono. Las primeras bobinas superconductoras pueden montarse en un interior de la estructura y las segundas bobinas superconductoras pueden montarse en un exterior de la estructura de manera que las segundas bobinas superconductoras están separadas de las primeras bobinas superconductoras por al menos parte de la estructura. Un anillo de flejado puede rodear las segundas bobinas superconductoras.

15 Unas piezas polares magnéticas pueden definir la cavidad, y la estructura puede rodear al menos parte de las piezas polares magnéticas. Una cubierta de criostato puede rodear al menos parte de la estructura y al menos parte de las piezas polares magnéticas. La cubierta de criostato puede comprender un material no ferromagnético.

El acelerador de partículas puede pesar menos de 15 toneladas, menos de 10 toneladas, menos de 9 toneladas, menos de 8 toneladas, menos de 7 toneladas, y así sucesivamente.

20 Un sistema de terapia de protones puede comprender el acelerador de partículas anterior (y sus variantes), junto con un gantry en el que está montado el acelerador de partículas. El gantry puede girar con respecto a la posición del paciente. Los protones son enviados fundamentalmente directamente desde el acelerador de partículas a la posición del paciente. El acelerador de partículas puede ser un sincrociclotrón. El sistema de terapia de protones también puede comprender una fuente de partículas para proporcionar plasma ionizado a una cavidad que contiene el primer campo magnético, y una fuente de tensión para proporcionar tensión para acelerar un haz compuesto por pulsos de plasma ionizado hacia una salida.

Dos o más de las características descritas en esta descripción, que incluyen las descritas en esta sección de sumario, se pueden combinar para formar implementaciones que no se describen específicamente en este documento.

30 El control de los diferentes sistemas descritos aquí, o partes de los mismos, puede implementarse a través de un producto de programa informático que incluye instrucciones almacenadas en uno o más medios de almacenamiento legibles por máquina no transitorios, y que son ejecutables en uno o más dispositivos de procesamiento. Los sistemas descritos aquí, o partes de los mismos, pueden implementarse como un aparato, método o sistema electrónico que puede incluir uno o más dispositivos de procesamiento y memoria para almacenar instrucciones ejecutables para implementar el control de las funciones establecidas.

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

El documento US 4.968.915 describe un ciclotrón con bobinas auxiliares que cooperan con un campo magnético.

40 Descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista en corte lateral de un imán superconductor.

La figura 2 es la vista superior de bobinas de retorno principales y activas ejemplares.

La figura 3 es una vista frontal de un sistema de terapia de partículas ejemplar.

45 La figura 4 es una vista en corte en perspectiva de componentes ejemplares de un imán superconductor con bobinas de retorno activas.

La figura 5 es una vista en corte frontal de componentes ejemplares de un imán superconductor con bobinas de retorno activas.

La figura 6 es una vista en sección transversal de parte de una estructura de soporte ejemplar y arrollamientos de bobina superconductoras ejemplares.

50 La figura 7 es una vista en sección transversal de un conductor compuesto de cable en canal ejemplar.

La figura 8 es una vista en sección transversal de una fuente de iones ejemplar.

La figura 9 es una vista en perspectiva de una placa dee y un dummy dee ejemplares.

La figura 10 es una vista en perspectiva de una bóveda ejemplar que contiene un gantry y un acelerador de partículas ejemplares.

Los símbolos de referencia similares en los diferentes dibujos indican elementos similares.

5 Descripción detallada

10 Aquí se describe un ejemplo de un acelerador de partículas para usar en un sistema, tal como un sistema de terapia de protones o iones. El sistema de terapia de partículas ejemplar incluye un acelerador de partículas, en este ejemplo, un sincrociclotrón montado en un gantry. El gantry permite que el acelerador gire alrededor de la posición del paciente, como se explica con más detalle a continuación. En algunas implementaciones, el gantry es de acero y tiene dos patas montadas para girar sobre dos cojinetes respectivos que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador de partículas está soportado por una armadura de acero que es lo suficientemente larga como para abarcar un área de tratamiento en la que se encuentra el paciente y que está unida por ambos extremos a las patas giratorias del gantry. Como resultado de la rotación del gantry alrededor del paciente, el acelerador de partículas también gira.

15 En una implementación ejemplar, el acelerador de partículas (por ejemplo, el sincrociclotrón) incluye un criostato que contiene una bobina superconductora para conducir una corriente que genera un campo magnético (B). En este ejemplo, el criostato utiliza helio líquido (He) para mantener la bobina a temperaturas superconductoras, por ejemplo, 4° Kelvin (K). Las piezas polares magnéticas están situadas dentro del criostato y definen una cavidad en la que se aceleran las partículas.

20 En esta implementación ejemplar, el acelerador de partículas incluye una fuente de partículas (por ejemplo, un medidor de ionización Penning - fuente PIG) para proporcionar una columna de plasma a la cavidad. Se ioniza gas de hidrógeno para producir la columna de plasma. Una fuente de tensión proporciona una tensión de radiofrecuencia (RF) a la cavidad para acelerar partículas de la columna de plasma. Como ya se ha señalado, en este ejemplo, el acelerador de partículas es un sincrociclotrón. En consecuencia, la tensión RF es barrida a través de un rango de frecuencias para justificar efectos relativistas sobre las partículas (por ejemplo, el aumento de la masa de partículas) cuando se aceleran partículas desde la columna. El campo magnético producido desplazando corriente a través de la bobina superconductora hace que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se aceleren orbitalmente dentro de la cavidad.

30 Un regenerador de campo magnético ("regenerador") se coloca cerca del exterior de la cavidad (por ejemplo, en un borde interior de la misma) para ajustar el campo magnético existente dentro de la cavidad a fin de cambiar así emplazamientos (por ejemplo, el paso y el ángulo) de órbitas sucesivas de las partículas aceleradas desde la columna de plasma para que, finalmente, las partículas salgan a un canal de extracción que pasa a través del criostato. El regenerador puede aumentar el campo magnético en un punto de la cavidad (por ejemplo, puede producir un "resalto" de campo magnético en un área de la cavidad), haciendo así que cada órbita sucesiva de partículas en ese punto realice una precesión hacia afuera, hacia el punto de entrada del canal de extracción hasta que llegue al canal de extracción. El canal de extracción recibe partículas aceleradas de la columna de plasma y envía las partículas recibidas de la cavidad como un haz de partículas.

40 La bobina superconductora puede producir campos magnéticos relativamente altos. Tradicionalmente, los yugos ferromagnéticos grandes actuaban como un retorno para el campo magnético parásito producido por la bobina superconductora. Por ejemplo, en algunas implementaciones, el imán superconductor puede generar un campo magnético relativamente alto de, por ejemplo, 4 Teslas (T) o más, dando como resultado campos magnéticos parásitos considerables. En algunos sistemas, tal como el que se muestra en la figura 1, se usaron yugos de retorno ferromagnéticos relativamente grandes 100 como retorno para el campo magnético generado por las bobinas superconductoras 102. Un escudo magnético 104 rodeaba las piezas polares. Los yugos de retorno y el escudo juntos disiparon el campo magnético parásito, reduciendo así la posibilidad de que los campos magnéticos parásitos afecten negativamente al funcionamiento del acelerador. Los inconvenientes de esta configuración pueden incluir el tamaño y el peso. Por ejemplo, en algunos de tales sistemas, el acelerador podría tener un peso del orden de 25 toneladas o más con dimensiones correspondientemente grandes.

50 En algunas implementaciones, por tanto, los yugos relativamente grandes y el escudo se usan debido a que el campo magnético relativamente alto puede ser reemplazado por un sistema de retorno activo. Un ejemplo de sistema de retorno activo incluye una o más bobinas de retorno activas que conducen corriente en una dirección opuesta a la corriente a través de las bobinas superconductoras principales. En algunas implementaciones ejemplares, hay una bobina de retorno activa para cada bobina superconductora, por ejemplo, dos bobinas de retorno activas, una para cada bobina superconductora (denominada bobina "principal"). Cada bobina de retorno activa también puede ser una bobina superconductora que rodee el exterior de una bobina superconductora principal correspondiente. Por ejemplo, una bobina principal 200 y una bobina de retorno activa 201 pueden estar dispuestas concéntricamente, como se muestra en la figura 2.

La corriente pasa a través de las bobinas de retorno activas en una dirección que es opuesta a la dirección de la corriente que pasa a través de las bobinas principales. La corriente que pasa a través de las bobinas de retorno activas genera así un campo magnético que es opuesto en polaridad al campo magnético generado por las bobinas principales. Como resultado de ello, el campo magnético generado por una bobina de retorno activa puede disminuir el campo magnético parásito relativamente fuerte que resulta de la bobina principal correspondiente. En algunas implementaciones, cada retorno activo puede usarse para generar un campo magnético de entre 2,5 T y 12 T o más. Por ejemplo, una bobina de retorno activa puede usarse para generar campos magnéticos en, o que sobrepasen, una o más de las siguientes magnitudes: 2,5 T, 2,6 T, 2,7 T, 2,8 T, 2,9 T, 3,0 T, 3,1 T, 3,2 T, 3,3 T, 3,4 T, 3,5 T, 3,6 T, 3,7 T, 3,8 T, 3,9 T, 4,0 T, 4,1 T, 4,2 T, 4,3 T, 4,4 T, 4,5 T, 4,6 T, 4,7 T, 4,8 T, 4,9 T, 5,0 T, 5,1 T, 5,2 T, 5,3 T, 5,4 T, 5,5 T, 5,6 T, 5,7 T, 5,8 T, 5,9 T, 6,0 T, 6,1 T, 6,2 T, 6,3 T, 6,4 T, 6,5 T, 6,6 T, 6,7 T, 6,8 T, 6,9 T, 7,0 T, 7,1 T, 7,2 T, 7,3 T, 7,4 T, 7,5 T, 7,6 T, 7,7 T, 7,8 T, 7,9 T, 8,0 T, 8,1 T, 8,2 T, 8,3 T, 8,4 T, 8,5 T, 8,6 T, 8,7 T, 8,8 T, 8,9 T, 9,0 T, 9,1 T, 9,2 T, 9,3 T, 9,4 T, 9,5 T, 9,6 T, 9,7 T, 9,8 T, 9,9 T, 10,0 T, 10,1 T, 10,2 T, 10,3 T, 10,4 T, 10,5 T, 10,6 T, 10,7 T, 10,8 T, 10,9 T, 11,0 T, 11,1 T, 11,2 T, 11,3 T, 11,4 T, 11,5 T, 11,6 T, 11,7 T, 11,8 T, 11,9 T, 12,0 T, 12,1 T, 12,2 T, 12,3 T, 12,4 T, 12,5 T o más. Además, una bobina de retorno activa puede usarse para generar campos magnéticos que estén dentro del rango de 2,5 T a 12 T (o más) que no estén específicamente enumerados anteriormente.

El campo magnético generado por una bobina principal puede estar dentro de un rango de 4 T a 20 T o más. Por ejemplo, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos en, o que sobrepasen, una o más de las siguientes magnitudes: 4,0 T, 4,1 T, 4,2 T, 4,3 T, 4,4 T, 4,5 T, 4,6 T, 4,7 T, 4,8 T, 4,9 T, 5,0 T, 5,1 T, 5,2 T, 5,3 T, 5,4 T, 5,5 T, 5,6 T, 5,7 T, 5,8 T, 5,9 T, 6,0 T, 6,1 T, 6,2 T, 6,3 T, 6,4 T, 6,5 T, 6,6 T, 6,7 T, 6,8 T, 6,9 T, 7,0 T, 7,1 T, 7,2 T, 7,3 T, 7,4 T, 7,5 T, 7,6 T, 7,7 T, 7,8 T, 7,9 T, 8,0 T, 8,1 T, 8,2 T, 8,3 T, 8,4 T, 8,5 T, 8,6 T, 8,7 T, 8,8 T, 8,9 T, 9,0 T, 9,1 T, 9,2 T, 9,3 T, 9,4 T, 9,5 T, 9,6 T, 9,7 T, 9,8 T, 9,9 T, 10,0 T, 10,1 T, 10,2 T, 10,3 T, 10,4 T, 10,5 T, 10,6 T, 10,7 T, 10,8 T, 10,9 T, 11,0 T, 11,1 T, 11,2 T, 11,3 T, 11,4 T, 11,5 T, 11,6 T, 11,7 T, 11,8 T, 11,9 T, 12,0 T, 12,1 T, 12,2 T, 12,3 T, 12,4 T, 12,5 T, 12,6 T, 12,7 T, 12,8 T, 12,9 T, 13,0 T, 13,1 T, 13,2 T, 13,3 T, 13,4 T, 13,5 T, 13,6 T, 13,7 T, 13,8 T, 13,9 T, 14,0 T, 14,1 T, 14,2 T, 14,3 T, 14,4 T, 14,5 T, 14,6 T, 14,7 T, 14,8 T, 14,9 T, 15,0 T, 15,1 T, 15,2 T, 15,3 T, 15,4 T, 15,5 T, 15,6 T, 15,7 T, 15,8 T, 15,9 T, 16,0 T, 16,1 T, 16,2 T, 16,3 T, 16,4 T, 16,5 T, 16,6 T, 16,7 T, 16,8 T, 16,9 T, 17,0 T, 17,1 T, 17,2 T, 17,3 T, 17,4 T, 17,5 T, 17,6 T, 17,7 T, 17,8 T, 17,9 T, 18,0 T, 18,1 T, 18,2 T, 18,3 T, 18,4 T, 18,5 T, 18,6 T, 18,7 T, 18,8 T, 18,9 T, 19,0 T, 19,1 T, 19,2 T, 19,3 T, 19,4 T, 19,5 T, 19,6 T, 19,7 T, 19,8 T, 19,9 T, 20,0 T, 20,1 T, 20,2 T, 20,3 T, 20,4 T, 20,5 T, 20,6 T, 20,7 T, 20,8 T, 20,9 T o más. Además, una bobina principal puede usarse para generar campos magnéticos que estén dentro del rango de 4 T a 20 T (o más) que no estén específicamente enumerados anteriormente. En algunas implementaciones, las corrientes a través de las bobinas de retorno activas y las bobinas principales tienen la misma magnitud (o aproximadamente la misma magnitud (por ejemplo, dentro del 10 % de diferencia)). En algunas implementaciones, las corrientes a través de las bobinas de retorno activas y las bobinas principales tienen diferentes magnitudes.

En algunas implementaciones, cada bobina principal es superconductora y está hecha de niobio-3 estaño (Nb_3Sn) y cada bobina de retorno activa es superconductora y está hecha de niobio-titanio. Sin embargo, en otras implementaciones, cada bobina principal y cada bobina de retorno puede estar hecha de los mismos, diferentes y / u otros materiales que los señalados anteriormente.

En algunas implementaciones, se puede usar la misma fuente de alimentación (por ejemplo, una única) para generar corriente tanto para la bobina o bobinas principales en el imán como para la bobina o bobinas de retorno activas. Esto permite que la corriente a través de todas las bobinas aumente de forma adecuada y pueda ser útil en sistemas de terapia de partículas ejemplares.

El sistema de retorno activo descrito en este documento se puede usar en un único acelerador de partículas y dos o más de sus características descritas en este documento se pueden combinar en un único acelerador de partículas. El acelerador de partículas puede usarse en cualquier tipo de aplicación médica o no médica. A continuación, se proporciona un ejemplo de un sistema de terapia de partículas en el que puede usarse un imán superconductor que tiene el sistema de retorno activo descrito en la presente memoria.

Con referencia a la figura 3, un sistema de terapia de radiación de partículas cargadas 300 incluye un acelerador de partículas productor de haces 302 que tiene un peso y un tamaño lo suficientemente pequeños como para permitir su montaje en un gantry giratorio 304 con su salida dirigida recta (es decir, fundamentalmente directamente) desde la carcasa de acelerador hacia un paciente 306. En algunas implementaciones, el peso del acelerador de partículas puede ser menor o igual a uno de los siguientes pesos: 20 toneladas, 19 toneladas, 18 toneladas, 17 toneladas, 16 toneladas, 15 toneladas, 14 toneladas, 14 toneladas, 13 toneladas, 12 toneladas, 11 toneladas, 10 toneladas, 9 toneladas, 8 toneladas, 7 toneladas, 6 toneladas, 5 toneladas, o 4 toneladas. Sin embargo, el acelerador de partículas puede tener cualquier peso adecuado.

En algunas implementaciones, el gantry de acero tiene dos patas 308, 310 montadas para girar sobre dos cojinetes respectivos 312, 314 que se encuentran en lados opuestos del paciente. El acelerador está soportado por una armadura de acero 316 que es lo suficientemente larga como para abarcar un área de tratamiento 318 en la que se encuentra el paciente (por ejemplo, dos veces más larga que una persona alta, para permitir que la persona gire completamente dentro del espacio permaneciendo cualquier área específica deseada del paciente en la línea del haz) y está asegurada de manera permanente por ambos extremos a las patas giratorias del gantry.

- En algunos ejemplos, la rotación del gantry está limitada a un rango 320 de menos de 360 grados, por ejemplo, de aproximadamente 180 grados, para permitir que un suelo 322 se extienda desde una pared de la bóveda 324 que aloja el sistema de terapia en el área de tratamiento de paciente. El rango de rotación limitado del gantry también reduce el espesor requerido de algunas de las paredes (que no están alineadas directamente con el haz, por ejemplo, la pared 330), que proporcionan protección contra la radiación a las personas que están fuera del área de tratamiento. Un rango de 180 grados de rotación del gantry es suficiente para cubrir todos los ángulos de aproximación al tratamiento, aunque proporcionar un mayor rango de desplazamiento puede resultar útil. Por ejemplo, el rango de rotación puede estar entre 180 y 330 grados y aun así proporcionar espacio libre para el espacio del suelo de terapia. Se pueden usar ángulos de rotación diferentes a estos.
- El eje de rotación horizontal 332 del gantry se puede colocar nominalmente a un metro por encima del suelo donde el paciente y el terapeuta interactúan con el sistema de terapia. Este suelo puede colocarse a unos tres metros sobre el suelo inferior de la bóveda blindada del sistema de terapia. El acelerador puede oscilar debajo del suelo elevado para distribuir haces de tratamiento desde debajo del eje de rotación. El sillón del paciente se mueve y gira en un plano sustancialmente horizontal paralelo al eje de rotación del gantry. El sillón puede girar a través de un rango 334 de alrededor de 270 grados en el plano horizontal con esta configuración. Esta combinación de gantry y gamas de rotación y grados de libertad de paciente permiten al terapeuta seleccionar virtualmente cualquier ángulo de aproximación para el haz. Si es necesario, el paciente puede colocarse en el sillón en la orientación opuesta y luego se pueden usar todos los ángulos posibles.
- En algunas implementaciones, el acelerador usa una configuración de sincrociclotrón que tiene una estructura electromagnética superconductora de campo magnético muy alto. Debido a que el radio de curvatura de una partícula cargada de una energía cinética dada se reduce en proporción directa a un aumento en el campo magnético aplicado a la misma, la estructura magnética superconductora de campo magnético muy alto permite que el acelerador se haga más pequeño y más ligero. El sincrociclotrón usa un campo magnético que es uniforme en el ángulo de rotación y disminuye su intensidad a medida que aumenta el radio. Tal forma de campo se puede lograr independientemente de la magnitud del campo magnético, por lo que en teoría no existe un límite superior para la intensidad de campo magnético (y por tanto la energía de partícula resultante en un radio fijo) que se puede usar en un sincrociclotrón.
- En la implementación ejemplar que se muestra en la figura 3, el sincrociclotrón superconductor 302 funciona con un campo magnético máximo en un espacio polar del sincrociclotrón de 8,8 Teslas. El sincrociclotrón produce un haz de protones que tiene una energía de 250 MeV. En algunas implementaciones, la intensidad del campo magnético puede estar en el rango de 4 T a 20 T y la energía de protones puede estar en el rango de 150 a 300 MeV. En algunas implementaciones, la intensidad de campo magnético de las bobinas de retorno activas puede estar en el rango de 2,5 T a 12 T.
- El sistema de radioterapia descrito en este ejemplo se usa para radioterapia de protones, aunque se pueden aplicar los mismos principios y detalles en sistemas análogos para su uso en sistemas de tratamiento de iones pesados (iones).
- Un ejemplo de sincrociclotrón incluye un sistema de imán que contiene una fuente de partículas, un sistema de accionamiento de radiofrecuencia (RF) y un sistema de extracción de haces. En algunas implementaciones, se pueden usar tipos de aceleradores de partículas en los que uno o más de estos elementos están fuera del acelerador.
- Con referencia a las figuras 4 y 5, el campo magnético establecido por el sistema de imán tiene una forma adecuada para mantener el foco de un haz de protones contenido usando una combinación de un par dividido de bobinas superconductoras anulares 400, 401 y un par de caras polares ferromagnéticas conformadas (por ejemplo, acero bajo en carbono) 403, 404.
- Las dos bobinas de imán superconductoras están centradas en un eje común 405 y separadas a lo largo del eje. Con referencia a las figuras 6 y 7, las bobinas pueden estar formadas por hebras superconductoras 701 de 0,8 mm de diámetro basadas en Nb₃Sn (que comprenden inicialmente un núcleo de niobio-estaño rodeado por un escudo de cobre) desplegadas en una geometría de conductor retorcido de cable en canal. Después de cablear juntas siete hebras individuales, se calientan para provocar una reacción que forme el material superconductor final (frágil) del hilo. Después de que el material ha reaccionado, los hilos se sueldan en el canal de cobre (dimensiones externas 3,18 x 2,54 mm y dimensiones internas 2,08 x 2,08 mm) y se cubren con aislamiento 702 (en este ejemplo, un material de fibra de vidrio tejido). El canal de cobre que contiene los hilos 703 se enrolla después en una bobina que tiene una sección transversal rectangular de 8,55 cm x 19,02 cm, que tiene 26 capas y 49 vueltas por capa. La bobina enrollada se impregna al vacío con un compuesto epoxi. Las bobinas terminadas 400, 401 se montan en una estructura de soporte inversa anular de acero inoxidable 601. Unas mantas de calentador 602 se colocan a intervalos en las capas de los arrollamientos para proteger el conjunto en caso de extinción magnética.
- La geometría de las bobinas principales se mantiene mediante la estructura de soporte 601, que ejerce una fuerza restauradora 605 que actúa contra la fuerza de distorsión (por ejemplo, expansión) producida cuando se energizan las bobinas. Las posiciones de bobina pueden mantenerse con respecto a la pieza polar de imán y criostato usando

un conjunto de enlaces de tensión (no mostrados) que conectan la estructura de soporte a una cubierta de criostato (descrita a continuación) que define el perímetro del criostato.

Las bobinas superconductoras principales se mantienen a temperaturas cercanas al cero absoluto (por ejemplo, unos 4 grados Kelvin) encerrando el conjunto de bobinas (las bobinas y la estructura de soporte) dentro de una cámara criostática anular de aluminio o acero inoxidable evacuada que proporciona al menos algo de espacio libre alrededor la estructura de bobina. En algunas implementaciones, la temperatura cerca del cero absoluto se logra y mantiene usando un canal de enfriamiento (no mostrado) que contiene helio líquido, que se forma dentro de la estructura de soporte, y que contiene una conexión térmica entre el helio líquido en el canal y la bobina superconductora correspondiente. Un ejemplo de un sistema de enfriamiento de helio líquido del tipo descrito anteriormente, y que puede usarse, se describe en la solicitud de patente US 13/148.000 (Begg et al.)

En las figuras 4 y 5, las bobinas superconductoras 400, 401 están montadas en el interior de la estructura de soporte 601. En algunas implementaciones, la estructura de soporte 601 puede estar hecha de acero estructural, tal como acero inoxidable o fibra de carbono. Unas bobinas de retorno activas 409, 410 están montadas en el exterior de la estructura de soporte 601, como se muestra en las figuras 4 y 5. Un anillo de flejado 411, que puede estar hecho, por ejemplo, de fibra de carbono u otro material adecuado, está montado alrededor de las bobinas de retorno activas 409, 410 para mantenerlas en su lugar durante el funcionamiento de imán y así mantener su forma (por ejemplo, en respuesta a una fuerza expansiva que resulta del funcionamiento). Cada bobina de retorno activa 409, 410 es concéntrica con respecto a su bobina principal correspondiente 400, 401.

Las bobinas de retorno activas pueden estar hechas de material superconductor, tal como niobio-titanio o de otros materiales adecuados. Las bobinas de retorno activas pueden construirse de la misma manera que las bobinas principales. En algunas implementaciones, las bobinas de retorno activas pueden mantenerse a temperaturas superconductoras de la misma manera que las bobinas superconductoras principales, por ejemplo, conduciendo calor a un canal de enfriamiento de helio líquido (no mostrado en las figuras 4 y 5). En algunas implementaciones, las bobinas de retorno activas pueden enfriarse usando otras técnicas.

La estructura de soporte 601, que incluye las bobinas de retorno activas y principales, rodea unas piezas polares ferromagnéticas (por ejemplo, hierro) 403, 404, que juntas definen una cavidad 412. Una fuente de iones está aproximadamente en el centro de la cavidad 412 para proporcionar las partículas para aceleración. En otros ejemplos, la fuente de iones puede estar fuera del acelerador. Las partículas se aceleran en la cavidad 412 y salen como un haz a un canal de extracción (no mostrado) dentro del conjunto de imán. Desde el canal de extracción, el haz es emitido fundamentalmente directamente al paciente.

La estructura de soporte, las piezas polares, las bobinas principales y las bobinas de retorno activas (junto con otra estructura, no descrita en este documento) están alojadas en una cubierta de criostato 415 que, entre otras cosas, mantiene la temperatura del conjunto de imán. La cubierta de criostato 415 puede estar hecha de acero inoxidable, carbono u otro material adecuado, relativamente ligero de peso. En consecuencia, como se indica anteriormente, en algunas implementaciones, un acelerador de partículas que contiene el conjunto de imán ejemplar puede tener un peso menor o igual a uno de los siguientes pesos: 20 toneladas, 19 toneladas, 18 toneladas, 17 toneladas, 16 toneladas, 15 toneladas, 14 toneladas, 14 toneladas, 13 toneladas, 12 toneladas, 11 toneladas, 10 toneladas, 9 toneladas, 8 toneladas, 7 toneladas, 6 toneladas, 5 toneladas o 4 toneladas. El peso real del acelerador de partículas y del conjunto de imán puede depender de varios factores, y no está limitado a los pesos ejemplares proporcionados aquí.

Ejemplos de fuentes de partículas que se pueden incluir en la cavidad 412 son los siguientes. Con referencia a la figura 8, en algunas implementaciones, una fuente de partículas 800 tiene una geometría de medidor de ionización Penning. La fuente de partículas puede ser como se describe a continuación, o la fuente de partículas puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente US 11/948.662. La solicitud de patente US 11/948.662 describe una fuente de partículas en la que un tubo que contiene plasma está interrumpido en al menos una parte de su plano medio. Las características restantes de la fuente de partículas son similares a las descritas con respecto a la figura 8.

La fuente de partículas 800 se alimenta a partir de un suministro de hidrógeno a través de un conducto de gas y un tubo que suministra hidrógeno gaseoso. Unos cables eléctricos transportan una corriente eléctrica desde una fuente de corriente para estimular la descarga de electrones de unos cátodos 804, 805 que están alineados con el campo magnético 810.

En este ejemplo, los electrones descargados ionizan el gas que sale a través de un pequeño orificio de un tubo 811 para crear un suministro de iones positivos (protones) para la aceleración mediante una placa de radiofrecuencia semicircular (en forma de dee) 900 que abarca la mitad del espacio encerrado por la estructura de imán y una placa dummy dee 902. En el caso de una fuente de partículas interrumpida (cuyo ejemplo se describe en solicitud de patente US 11/948.662), todo el tubo (o una parte sustancial del mismo) que contiene plasma se retira en la región de aceleración, permitiendo así que los iones se aceleren más rápidamente en un campo magnético relativamente alto.

Tal como se muestra en la figura 9, la placa dee 900 es una estructura metálica hueca que tiene dos superficies semicirculares 903, 905 que encierran un espacio 907 en el que los protones se aceleran durante la mitad de su

rotación alrededor del espacio encerrado por la estructura de imán. Un conducto 909 que se abre en el espacio 907 se extiende a través de la pieza polar a un lugar externo desde el cual puede fijarse una bomba de vacío para evacuar el espacio 907 y el resto del espacio dentro de una cámara de vacío en la que tiene lugar la aceleración. El dummy dee 902 comprende un anillo de metal rectangular que está separado cerca del borde expuesto de la placa dee. El dummy dee está conectado a tierra en la cámara de vacío y la pieza polar. La placa dee 900 es accionada por una señal de radiofrecuencia que se aplica al final de una línea de transmisión de radiofrecuencia para impartir un campo eléctrico en el espacio 907. El campo eléctrico de radiofrecuencia está hecho para variar en el tiempo a medida que aumenta la distancia del haz de partículas desde el centro geométrico. Ejemplos de generadores de formas de onda de radiofrecuencia que son útiles para este fin se describen en la solicitud de patente US 11/187.633, titulada "A Programmable Radio Frequency Waveform Generator for a Synchrocyclotron", presentada el 21 de julio de 2005, y en la solicitud provisional US 60/590.089, con mismo título, presentada el 21 de julio de 2004. El campo eléctrico de radiofrecuencia puede controlarse de la manera descrita en la solicitud de patente US 11/948.359, titulada "Matching A Resonant Frequency Of A Resonant Cavity To A Frequency Of An Input Voltage".

Para que el haz que emerge de la fuente de partículas situada centralmente atraviese la estructura de fuente de partículas a medida que comienza a girar en espiral hacia afuera, se aplica una gran diferencia de tensión a través de las placas de radiofrecuencia. Se pueden aplicar 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. En algunas versiones, se pueden aplicar de 8.000 a 20.000 voltios a través de las placas de radiofrecuencia. Para reducir la potencia requerida para conducir esta gran tensión, la estructura de imán puede estar dispuesta para reducir la capacitancia entre las placas de radiofrecuencia y la tierra. Esto se puede hacer formando orificios con espacio suficiente en las estructuras de radiofrecuencia a través de la pieza polar exterior y la carcasa de criostato y dejando espacio suficiente entre las caras polares de imán.

El potencial alterno de alta tensión que acciona la placa dee tiene una frecuencia que es barrida hacia abajo durante el ciclo de aceleración para justificar el aumento de masa relativista de los protones y la disminución del campo magnético. El dummy dee no requiere una estructura semicilíndrica hueca ya que se puede conectar a tierra junto con las paredes de la cámara de vacío. Se podrían usar otras disposiciones de placa, tales como más de un par de electrodos de aceleración accionados con diferentes fases eléctricas o diferentes múltiplos de la frecuencia fundamental. La estructura RF se puede girar para mantener su Q alta durante el barrido de radiofrecuencia utilizando, por ejemplo, un condensador giratorio que tenga paletas fijas y giratorias engranadas. Durante cada engranado de las paletas, la capacitancia aumenta, reduciendo así la frecuencia resonante de la estructura RF. Las paletas pueden formarse para crear un barrido de frecuencia preciso requerido. Un motor de accionamiento para el condensador giratorio se puede bloquear en fase en el generador RF para un control preciso. Un grupo de partículas se acelera durante cada engranado de las paletas del condensador giratorio.

La cámara de vacío (por ejemplo, la cavidad 412) en la que se produce la aceleración es un recipiente generalmente cilíndrico que es más delgado en el centro y más grueso en el borde. La cámara de vacío encierra las placas RF y la fuente de partículas y es evacuada por la bomba de vacío. Mantener un alto vacío reduce las posibilidades de que los iones acelerados se pierdan debido a colisiones con moléculas de gas y permite que la tensión RF se mantenga en un nivel más alto sin arqueo a tierra.

Los protones atraviesan una trayectoria orbital generalmente en espiral que comienza en la fuente de partículas. En la mitad de cada bucle de la trayectoria en espiral, los protones obtienen energía a medida que pasan a través del campo eléctrico RF en el espacio 907. A medida que los iones obtienen 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 ese lugar, una perturbación de campo magnético y eléctrico dirige iones a un área en la que el campo magnético disminuye rápidamente y los iones salen del área del campo magnético alto y se dirigen a través de un tubo evacuado (que forma parte del acelerador), al que se hace referencia en este documento como el canal de extracción, para salir de la pieza polar del ciclotrón. Se puede usar un regenerador magnético para cambiar la perturbación de campo magnético a fin de dirigir los iones. Los iones que salen del ciclotrón tenderán a dispersarse a medida que entren en el área de campo magnético marcadamente disminuido que existe en el espacio que rodea el ciclotrón. Los elementos de conformación de haz en el canal de extracción redirigen los iones para que permanezcan en un haz recto de extensión espacial limitada.

A medida que el haz sale del canal de extracción, puede pasar a través de un sistema de formación de haces que puede controlarse de forma programada para crear una combinación deseada de ángulo de dispersión y modulación de rango para el haz. Ejemplos de sistemas de formación de haz útiles para tal fin se describen en la solicitud de patente US 10/949.734, titulada "A Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", presentada el 24 de septiembre de 2004, y en la solicitud provisional US 60/590.088, presentada el 21 de julio de 2005. El sistema de formación de haces se puede usar junto con un gantry interno para dirigir un haz hacia el paciente.

Durante el funcionamiento, las placas absorben energía del campo de radiofrecuencia aplicado como resultado de la resistencia conductiva a lo largo de las superficies de las placas. Esta energía aparece como calor y puede eliminarse de las placas utilizando líneas de enfriamiento de agua que liberan el calor en un intercambiador de calor.

Los campos magnéticos parásitos que salen del sincrociclotrón son disminuidos por bobinas de retorno activas 409, 410. En consecuencia, normalmente no se requiere blindaje magnético independiente. Sin embargo, en algunas implementaciones, se puede usar blindaje magnético independiente. El blindaje magnético independiente puede incluir una capa de material ferromagnético (por ejemplo, acero o hierro) que encierra el criostato y está separado por un espacio.

Como ya se ha mencionado, el gantry permite que el sincrociclotrón gire alrededor del eje de rotación horizontal 332. El gantry es accionado para girar mediante un motor eléctrico montado en una o ambas patas del gantry y conectado a los alojamientos de cojinete mediante engranajes de accionamiento. La posición de rotación del gantry deriva de señales proporcionadas por codificadores de ángulo de árbol incorporados en los motores de accionamiento de gantry y los engranajes de accionamiento.

Con referencia a la figura 10, en el lugar en el que el haz de iones sale del sincrociclotrón 302, un sistema de formación de haces 1001 actúa sobre el haz de iones para proporcionarle propiedades adecuadas para el tratamiento del paciente. Por ejemplo, el haz se puede esparcir y su profundidad de penetración varía para proporcionar radiación uniforme a través de un volumen previsto dado. La formación de haces puede incluir elementos de dispersión pasiva, así como elementos de escaneo activo.

Todos los sistemas activos del sincrociclotrón (por ejemplo, bobinas superconductoras accionadas por corriente, placas accionadas por RF, bombas de vacío para la cámara de aceleración de vacío y para una cámara de enfriamiento de bobina superconductor, una fuente de partículas accionada por corriente, una fuente de gas de hidrógeno y enfriadores de placas RF), pueden controlarse mediante electrónica adecuada de control de sincrociclotrón (no se muestra), que puede incluir, por ejemplo, uno o más ordenadores programados con programas adecuados (por ejemplo, instrucciones ejecutables) para efectuar el control.

El control del gantry, del soporte de paciente, de los elementos de conformación de haz activos y del sincrociclotrón para realizar una sesión de terapia también se puede lograr mediante una electrónica adecuada de control de terapia (no se muestra).

Se pueden encontrar más detalles referentes al sistema anterior en el documento de patente US 7.728.311, presentado el 16 de noviembre de 2006 y titulado "Charged Particle Radiation Therapy", y en la solicitud de patente US 12/275.103, presentada el 20 de noviembre de 2008 y titulada "Inner Gantry". Los contenidos del documento de patente US 7.728.311 y de la solicitud de patente US 12/275.103 se conocen.

Cualquiera de las dos implementaciones anteriores se puede usar en una combinación adecuada en un acelerador de partículas adecuado (por ejemplo, un sincrociclotrón). Del mismo modo, se pueden usar características individuales de cualquiera de las dos implementaciones anteriores en una combinación adecuada.

Los elementos de las diferentes implementaciones descritas en este documento se pueden combinar para formar otras implementaciones no expuestas anteriormente de manera específica. Los elementos pueden quedar fuera de los procesos, sistemas, aparatos, etc., descritos en este documento sin afectar negativamente a su funcionamiento. Varios elementos independientes se pueden combinar en uno o más elementos individuales para realizar las funciones descritas en este documento.

Las implementaciones ejemplares descritas en este documento no están limitadas a su uso con un sistema de terapia de partículas o a su uso con los sistemas de terapia de partículas ejemplares descritos aquí. Por el contrario, las implementaciones ejemplares se pueden usar en cualquier sistema adecuado que dirija partículas aceleradas a una salida.

Se puede encontrar información adicional referente al diseño del acelerador de partículas descrito en este documento en la solicitud provisional US 60/760.788, titulada "High-Field Superconducting Synchrocyclotron" y presentada el 20 de enero de 2006; en la solicitud de patente US 11/463.402, titulada "Magnet Structure For Particle Acceleration" y presentada el 9 de agosto de 2006; y en la solicitud provisional US 60/850.565, titulada "Cryogenic Vacuum Break Pneumatic Thermal Coupler" y presentada el 10 de octubre de 2006.

Se conocen las siguientes solicitudes, que se presentaron el 28 de septiembre de 2012:

la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud 61/707.466), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (Solicitud 61/707.515), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (Solicitud 61/707.548), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (Solicitud 61/707.572), la solicitud provisional US titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (Solicitud 61/707.590), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (Solicitud 61/707.704), la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY" (Solicitud 61/707.624), y la solicitud provisional US titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (Solicitud 61/707.645).

Se conoce lo siguiente:

5 el documento de patente US 7.728.311, publicado el 1 de junio de 2010, la solicitud de patente US 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente US 12/275.103 que fue presentada el 20 de noviembre de 2008, la solicitud de patente US 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud provisional US 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, el documento de patente US 8.003.964, publicado el 23 de agosto de 2011, el documento de patente US 7.208.748 que fue publicado el 24 de abril de 2007, el documento de patente US 7.402.963, publicado el 22 de julio de 2008 y la solicitud de patente US 11/937.573 presentada el 9 de noviembre, además de:

10 la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING INTENSITY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud 61/707.466), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING ENERGY OF A PARTICLE BEAM" (solicitud 61/707.515), la solicitud provisional US titulada "ADJUSTING COIL POSITION" (Solicitud 61/707.548), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM USING MAGNETIC FIELD FLUTTER" (solicitud 61/707.572), la solicitud provisional US titulada "MAGNETIC FIELD REGENERATOR" (solicitud 61/707.590), la solicitud provisional US titulada "FOCUSING A PARTICLE BEAM" (solicitud 61/707.704), la solicitud provisional US titulada "CONTROLLING PARTICLE THERAPY (solicitud 61/707.624), y la solicitud provisional US titulada "CONTROL SYSTEM FOR A PARTICLE ACCELERATOR" (solicitud 61/707.645), el documento de patente US 7.728.311, publicado el 1 de junio de 2010, la solicitud de patente US 11/948.359 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud de patente US 12/275.103 que fue presentada el 20 de noviembre de 2008, la solicitud de patente US 11/948.662 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, la solicitud provisional US 60/991.454 que fue presentada el 30 de noviembre de 2007, el documento de patente US 8.003.964, publicado el 23 de agosto de 2011, el documento de patente US 7.208.748 que fue publicado el 24 de abril de 2007, el documento de patente US 7.402.963, publicado el 22 de julio de 2008, la solicitud de patente US 13/148.000 presentada el 9 de febrero de 2010 y la solicitud de patente US 11/937.573 presentada el 9 de noviembre de 2007.

La presente invención se define en las reivindicaciones que se acompañan.

REIVINDICACIONES

1. Sincrociclotrón (302) que comprende:

5 un imán para generar un primer campo magnético, comprendiendo el imán unas primeras bobinas superconductoras (200, 400, 401) para hacer circular corriente en una primera dirección para generar así el primer campo magnético, siendo el primer campo magnético de al menos 4 Teslas (T);

10 un sistema de retorno activo que comprende unas segundas bobinas superconductoras (201, 409, 410), rodeando cada una de las segundas bobinas superconductoras, y siendo concéntrica con, una primera bobina superconductora correspondiente, haciendo circular las segundas bobinas superconductoras corriente en una segunda dirección que es opuesta a la primera dirección para generar de ese modo un segundo campo magnético que tiene un campo magnético de al menos 2,5 T, teniendo el segundo campo magnético una polaridad que es opuesta a una polaridad del primer campo magnético; comprendiendo además el sincrociclotrón

una única estructura de soporte (601) en la que están montadas al menos una de las primeras bobinas superconductoras y la correspondiente de las segundas bobinas superconductoras,

15 en el que el sistema de retorno activo está configurado para generar un campo magnético que en funcionamiento es capaz de disminuir el campo magnético parásito que sale del sincrociclotrón y que resulta de la corriente a través de las primeras bobinas superconductoras sin blindaje de campos magnéticos mediante la estructura de soporte única.

2. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, que comprende, además:

una fuente de alimentación para proporcionar corriente tanto a las primeras bobinas superconductoras como a las segundas bobinas superconductoras.

20 3. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que las primeras bobinas superconductoras y las segundas bobinas superconductoras están todas montadas en la estructura de soporte única.

25 4. Sincrociclotrón según la reivindicación 3, en el que las primeras bobinas superconductoras están montadas en un interior de la estructura de soporte única y las segundas bobinas superconductoras están montadas en un exterior de la estructura de soporte única de modo que las segundas bobinas superconductoras están separadas de las primeras bobinas superconductoras por al menos parte de la estructura de soporte única.

5. Sincrociclotrón según la reivindicación 3, que comprende, además:

un anillo de flejado (411) alrededor de al menos una de las segundas bobinas superconductoras.

6. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, que comprende, además:

30 piezas polares magnéticas (403, 404) que definen una cavidad (412), estando la estructura de soporte única alrededor de al menos parte de las piezas polares magnéticas.

7. Sincrociclotrón según la reivindicación 6, que comprende, además:

una cubierta de criostato (415) alrededor de al menos parte de la estructura de soporte única y al menos parte de las piezas polares magnéticas, comprendiendo la cubierta de criostato un material no ferromagnético.

8. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, que pesa menos de 15 toneladas.

35 9. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, que pesa menos de 10 toneladas.

10. Sistema de terapia de protones que comprende:

el sincrociclotrón según la reivindicación 1; y

un gantry (304) en el que se monta el sincrociclotrón, pudiendo girar el gantry con relación a la posición del paciente;

40 en el que el sistema de terapia de protones está configurado para emitir protones fundamentalmente directamente desde el sincrociclotrón a la posición del paciente.

11. Sistema de terapia de protones según la reivindicación 10, que comprende, además:

una fuente de partículas (800) para proporcionar plasma ionizado a una cavidad que contiene el primer campo magnético; y

45 una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia para acelerar un haz compuesto por pulsos de plasma ionizado hacia una salida.

12. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, que comprende:

una fuente de tensión para proporcionar una tensión de radiofrecuencia (RF) a una cavidad (412) para acelerar partículas para producir un haz de partículas; teniendo la cavidad el primer campo magnético para hacer que las partículas aceleradas desde la columna de plasma se muevan orbitalmente dentro de la cavidad; pudiéndose controlar la tensión de radiofrecuencia para variar en el tiempo a medida que aumenta la distancia del haz de partículas desde la columna de plasma.

- 5
13. Sincrociclotrón según la reivindicación 1, en el que el segundo campo magnético está situado entre 2,5 T y 12 T.
14. Sincrociclotrón según la reivindicación 12, en el que el primer campo magnético está situado entre 4 T y 20 T y el segundo campo magnético está situado entre 2,5 T y 12 T.
- 10
15. Sincrociclotrón según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 y 12 a 14, en el que los campos magnéticos parásitos que salen del ciclotrón son disminuidos por las segundas bobinas superconductoras a un grado tal que no es necesario un blindaje magnético independiente.

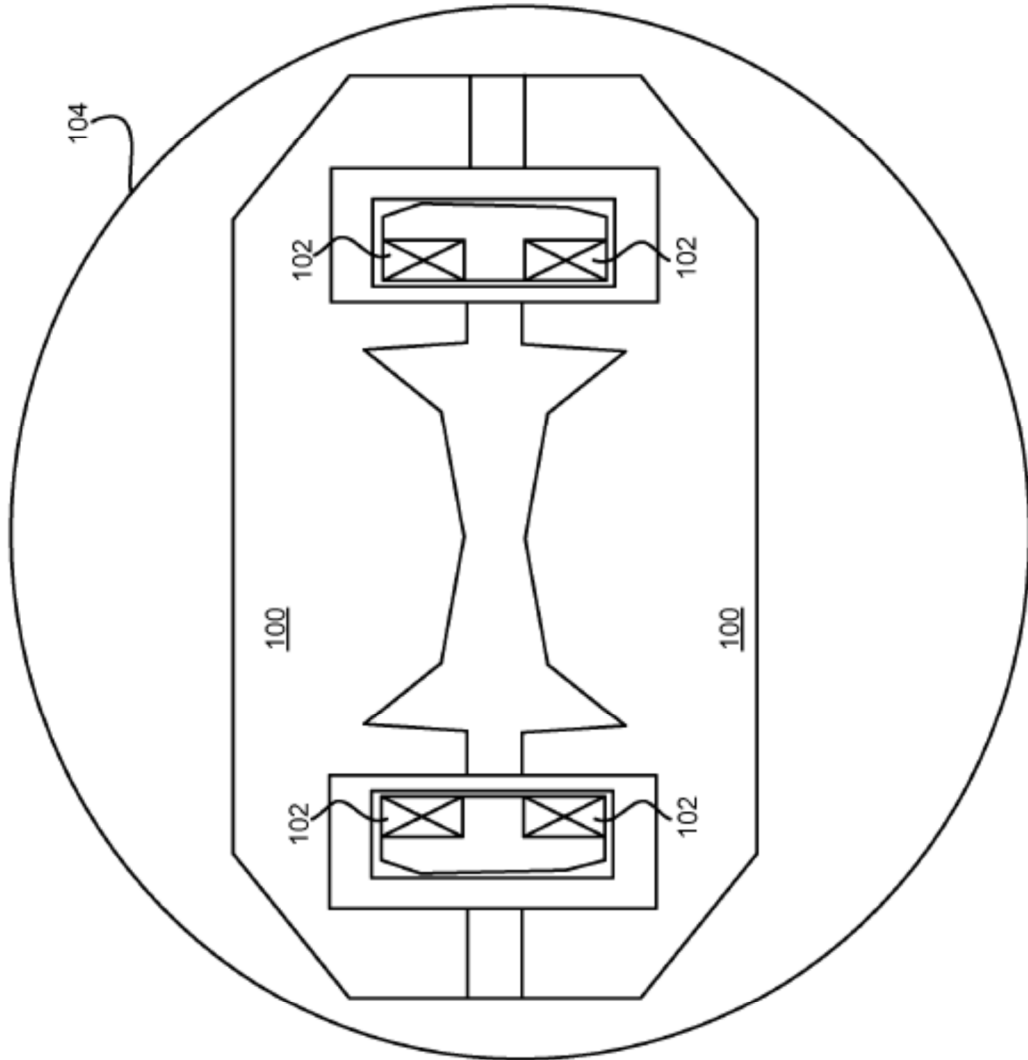


FIG. 1

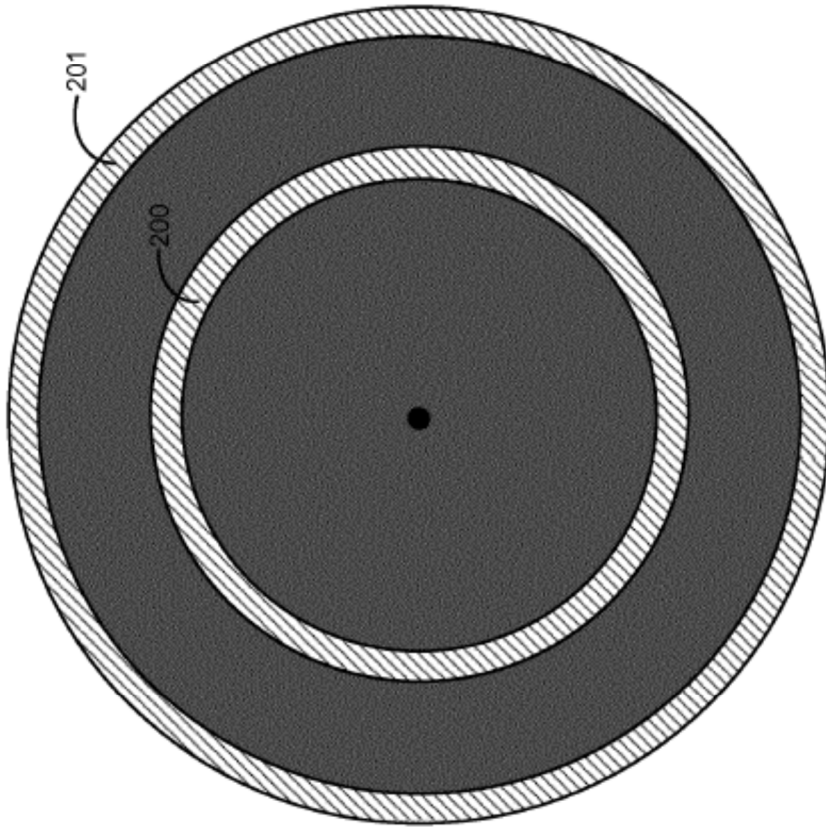


FIG. 2

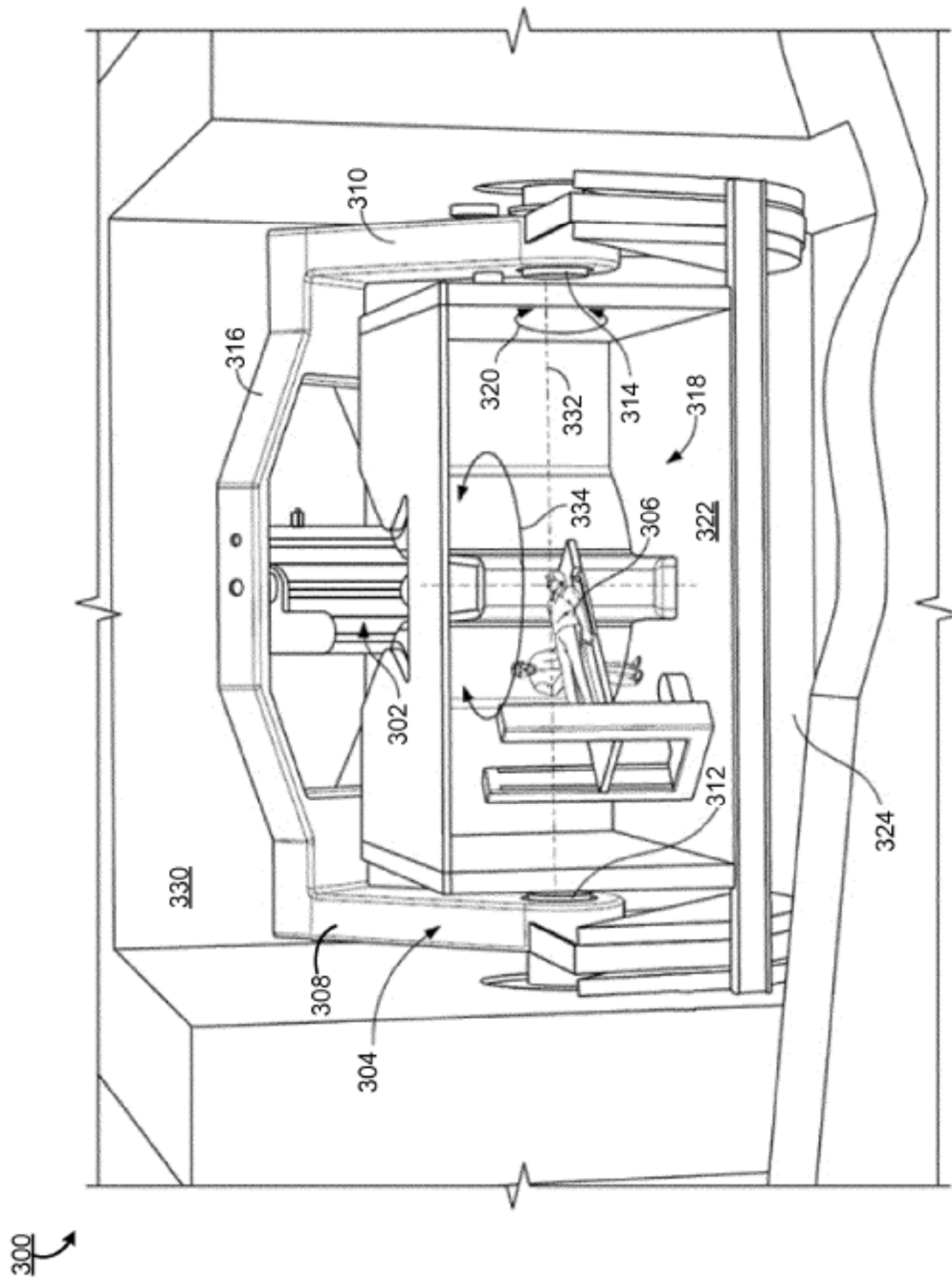


FIG. 3

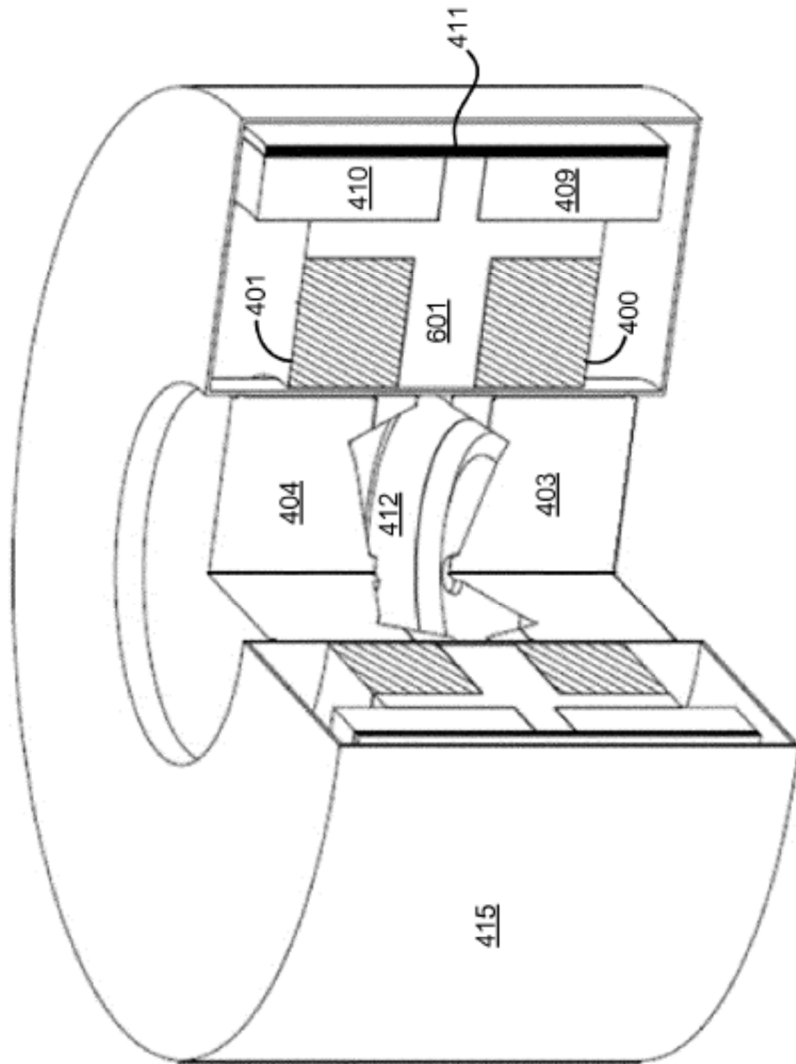


FIG. 4

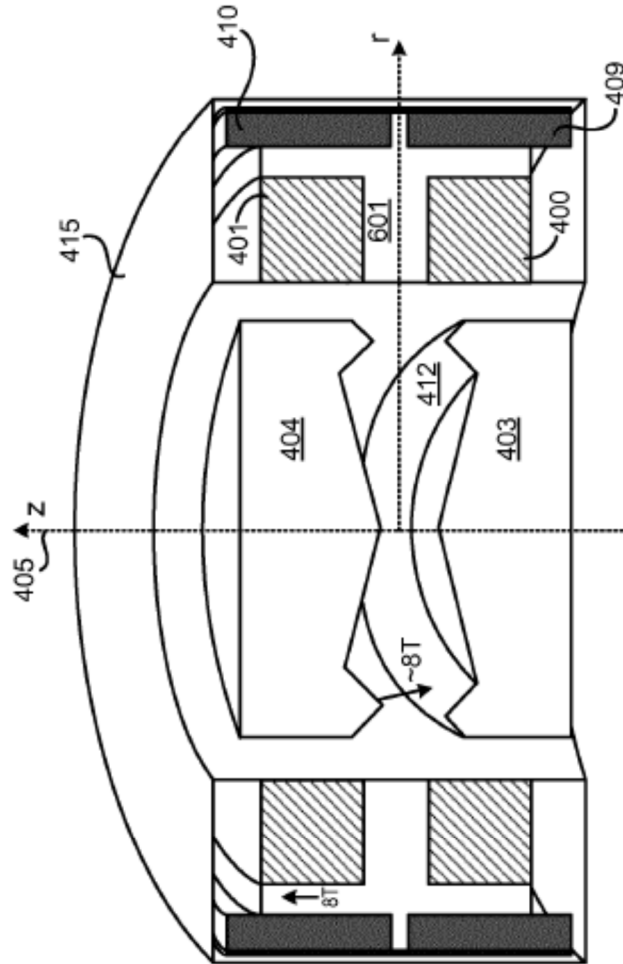


FIG. 5

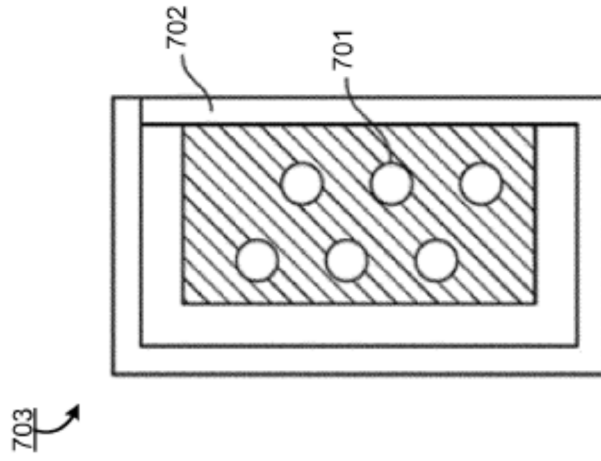


FIG. 7

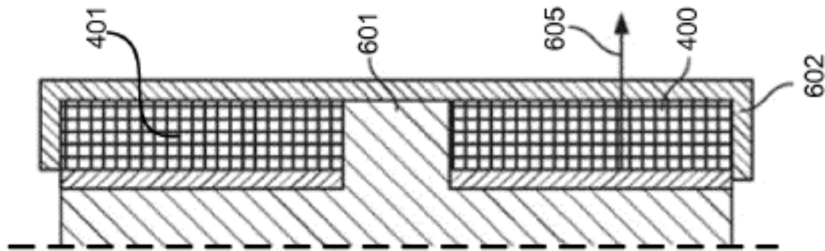


FIG. 6

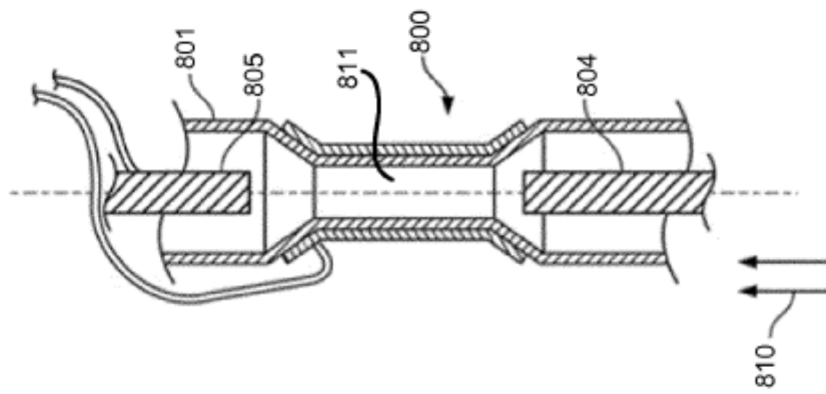


FIG. 8

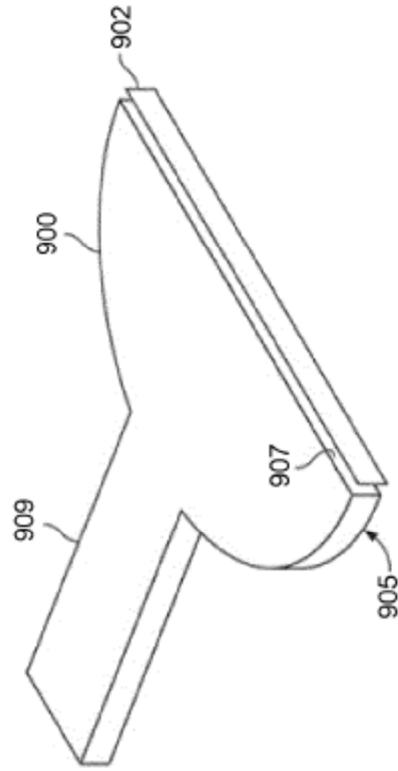


FIG. 9

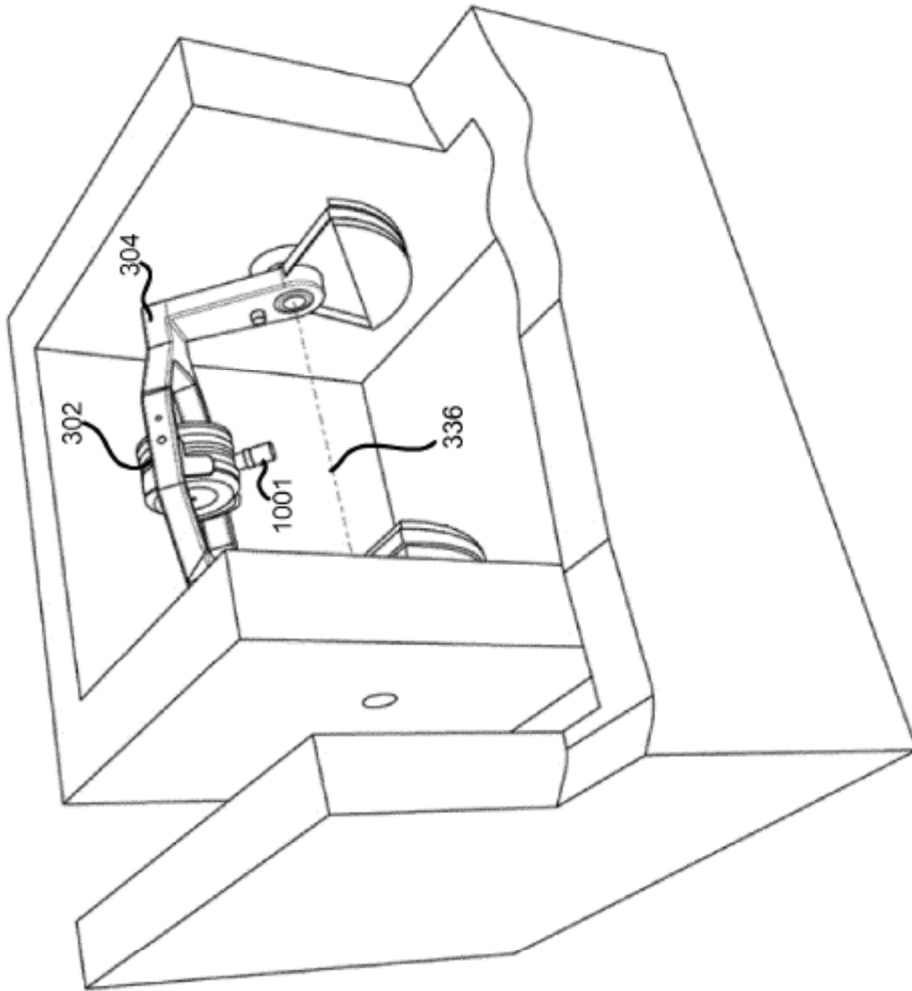


FIG. 10