

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 654 800**

51 Int. Cl.:

**A61N 5/10**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.10.2013 PCT/JP2013/077642**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.07.2014 WO14103471**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2013 E 13869726 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2017 EP 2939709**

54 Título: **Dispositivo de tratamiento con haces de partículas**

30 Prioridad:

**25.12.2012 JP 2012280795**

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

**15.02.2018**

73 Titular/es:

**HITACHI, LTD. (100.0%)  
6-6, Marunouchi 1-chome, Chiyoda-ku  
Tokyo 100-8280, JP**

72 Inventor/es:

**NISHIMURA, ARAO;  
MATSUDA, KOJI;  
SHINAGAWA, RYOSUKE;  
TAKAYANAGI, TAISUKE;  
TADOKORO, MASAHIRO;  
KIDANI, TAKAO;  
NIHONGI, HIDEAKI;  
UMEGAKI, KIKUO y  
MATSUURA, TAEKO**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 654 800 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

Dispositivo de tratamiento con haces de partículas

### 5 Campo técnico

La presente invención se refiere a un sistema de terapia con partículas que radia una región tumoral de un paciente con un haz de partículas. Más en concreto, la invención se refiere a un sistema de terapia con partículas que obtiene imágenes de un objetivo por medio de la utilización de una radiación de rayos X durante un tiempo de tratamiento que incluye un periodo de preparación de la radiación y un periodo de radiación con el haz de partículas.

10

### Antecedentes de la técnica

Para el sistema de terapia con partículas es importante verificar la posición del tumor durante la formación de una distribución de dosis que se adapte a la forma del tumor.

15 En particular, al objeto de mejorar la precisión de la distribución de la dosis sobre la región tumoral que se mueve siguiendo el ritmo de los movimientos corporales tales como la respiración, se ha provisto un método para la radiación con el haz de partículas de forma sincronizada con la respiración por medio de la medición del movimiento del pecho.

20 El documento de literatura patente 1 describe una técnica mediante la cual se obtiene una imagen de tomografía computerizada TC (CT, computed tomography, por sus siglas en inglés) para el plan de tratamiento utilizando un escáner de TC como preparación para el tratamiento, siendo utilizada la imagen de TC obtenida para la determinación de la región que ha de ser radiada con el haz de partículas. El documento de literatura patente 2 describe un aparato de tratamiento con haz de partículas y un aparato de boquilla de radiación. Un tubo de rayos X está situado por la parte exterior del aparato de boquilla de radiación de tipo de exploración con escáner, el cual incluye unos imanes de exploración de escáner, mientras que un tubo de rayos X está situado en un aparato de boquilla de radiación en una estructura convencional. Un detector de rayos X está situado en el interior del aparato de boquilla de radiación. El grosor del detector de rayos X en la dirección de un eje del haz es más pequeño y la estructura del mismo es más sencilla que la del tubo de rayos X.

30

Documentos de literatura de la técnica anterior

### Documentos de literatura patente

Documento de literatura patente 1: documento de patente de Japón nº 2011-217902-A.

35

Documento de literatura patente 2: solicitud de patente de EE.UU. nº 2011/182411 A1.

### Compendio de la Invención

#### Problema que ha de resolver la invención

40 Al realizar la medición de la posición del tumor, es posible verificar la posición del tumor de forma precisa si se pueden obtener imágenes de esa posición en tiempo real durante el tratamiento.

No obstante, los inventores han descubierto que si se utiliza un dispositivo de formación de imágenes de rayos X para la verificación de la posición del tumor durante el tratamiento, los rayos X emitidos son dispersados por el cuerpo del paciente y pueden dar lugar a un error en la administración de la dosis del haz de partículas.

45

En concreto, el error puede ocurrir de la siguiente manera:

50 Los rayos X emitidos durante el tratamiento son dispersados por el cuerpo del paciente. En ese instante, dependiendo de la dirección de sus dispersiones, parte de los rayos X se introducen en un dosímetro dispuesto en una boquilla de radiación. Dado que el dosímetro no puede distinguir entre los rayos X dispersos y el haz de partículas con el que se radia la región tumoral, el dosímetro mide los rayos X dispersos incidentes como un haz de partículas incidente.

55 Claramente, esto hace difícil la medición de la dosis del haz de partículas de forma precisa. Por lo tanto, el problema es que puede ser difícil proporcionar un control de la dosis de elevada precisión del haz de partículas a la vez que se asegure una distribución de la dosis de elevada precisión.

60 En particular, en una configuración de la exploración con escáner de los puntos en la que la región tumoral se divide en múltiples puntos para su radiación individual con el haz de partículas, el efecto de los rayos X dispersos puede ser significativo. Por este motivo, es necesario prestar más atención al problema que se acaba de describir.

65 Un objetivo de la presente invención es la provisión de un sistema de terapia con partículas que obtiene imágenes de la región tumoral por medio de radiación con rayos X durante un tiempo de tratamiento que incluye un periodo de preparación de la radiación y un periodo de radiación con el haz de partículas, siendo capaz el sistema de terapia con partículas de administrar la dosis del haz de partículas con elevada precisión.

Medios para la resolución del problema

Al objeto de resolver el problema que se acaba de describir, se pueden adoptar, por ejemplo, las estructuras descritas en las reivindicaciones adjuntas de esta solicitud.

5 Esta solicitud incluye múltiples medios para la resolución del problema descrito con anterioridad, siendo unos de esos medios un sistema de terapia con partículas que incluye: un generador de haz de partículas para la generación de un haz de partículas; una boquilla de radiación dispuesta en una sala de tratamiento que radia un objetivo con el haz de partículas, teniendo la boquilla de radiación un dosímetro dispuesto en una posición que es atravesada por el haz de partículas; un sistema de transporte de haz de partículas para comunicar el generador de haz de partículas con la boquilla de radiación; un dispositivo de formación de imágenes de rayos X dispuesto en la sala de tratamiento y que obtiene imágenes de la posición del objetivo por medio de la radiación con rayos X; y un aparato de control para llevar a cabo el control al objeto de excluir el resultado de la medición de los rayos X dispersos que resultan del dispositivo de formación de imágenes de rayos X del resultado de la medición que se obtiene utilizando el dosímetro.

Efecto de la Invención

Según la presente invención, cuando se emiten rayos X durante el tiempo de tratamiento, se lleva a cabo un control de manera que el resultado de la medición de los rayos X se excluye del resultado de la medición realizada por el dosímetro dispuesto en una posición que es atravesada por el haz de partículas cargadas en la boquilla de radiación. La estructura hace posible distinguir entre los rayos X dispersos y el haz de partículas, de manera que la dosis del haz de partículas se puede medir de forma correcta. Esto, a su vez, hace posible administrar con elevada precisión la dosis del haz de partículas.

Breve descripción de los dibujos

25 La figura 1 es un diagrama que muestra una estructura general de un sistema de terapia con partículas de una realización de la presente invención.

La figura 2 es un diagrama que muestra una estructura general de una sala de tratamiento que forma parte del sistema de terapia con partículas de una realización de la presente invención.

30 La figura 3 es un diagrama que muestra los periodos de tiempo efectivos de la radiación de rayos X y de la radiación de haz de partículas cuando el avance del haz de partículas al siguiente punto se ha detenido en un instante predeterminado antes de la radiación de rayos X, así como la evolución con el tiempo de la salida de una señal de un controlador de formación de imágenes de rayos X, en el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas por parte del sistema de terapia con partículas.

35 La figura 4 es un diagrama esquemático que muestra las estructuras típicas de una boquilla de radiación, de un dispositivo de formación de imágenes de rayos X y de un aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

La figura 5 es un diagrama que muestra una estructura general de otro sistema de terapia con partículas de una realización de la presente invención.

40 La figura 6 es un diagrama que muestra los parámetros típicos para la determinación de si llevar a cabo o no la radiación de haz de partículas con el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

La figura 7 es un diagrama que muestra una estructura general de otro sistema de terapia con partículas de una realización de la presente invención.

45 La figura 8 es un diagrama que muestra los parámetros típicos para la determinación de si llevar a cabo o no la radiación de haz de partículas con el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

La figura 9 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

50 La figura 10 es un diagrama que muestra los periodos de tiempo efectivos de la radiación de rayos X y de la radiación de haz de partículas cuando se detiene la radiación de haz de partículas en el momento en el que comienza la radiación de rayos X, así como los periodos de tiempo de la salida de las señales que proceden del controlador de formación de imágenes de rayos X y del controlador de radiación, en el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas por parte del sistema de terapia con partículas.

55 La figura 11 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

La figura 12 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

60 La figura 13 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de una realización de la invención.

Modo de realización de la Invención

65 A continuación se explican algunas realizaciones preferidas de la invención por medio de la utilización de los dibujos que se acompañan.

Se supone que el sistema de terapia con partículas que realiza la presente invención utiliza la técnica de exploración con escáner de puntos discretos, por medio de la cual la región tumoral se divide en regiones tumorales diminutas denominadas puntos sobre los cuales se concentra adecuadamente la dosis de radiación. Se supone que el haz de partículas incluye un haz de protones, un haz de neutrones y un haz de iones de carbono.

5 Además, durante el tratamiento con haz de partículas, la radiación del haz de partículas se puede realizar a diferentes niveles de energía al objeto de generar una distribución de dosis deseada sobre el tumor. Para llevar a cabo este tipo de tratamiento, es necesario detener temporalmente la radiación y, mientras la radiación está detenida, hacer que el generador de haz de partículas genere un haz de partículas que tenga un nivel de energía diferente. En el tratamiento con haz de partículas, el tiempo que se necesita para generar un haz de partículas que tenga un nivel de energía diferente también se considera como tiempo requerido para el tratamiento. En la siguiente descripción, se supone que el tiempo de tratamiento es la suma del tiempo de radiación con el haz de partículas y del tiempo en el que se prepara el haz de partículas para la radiación.

15 (Primera realización)

A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una primera realización de la presente invención utilizando las figuras 1 a 4.

20 La figura 1 es un diagrama que muestra una estructura general de un sistema de terapia con partículas de la primera realización de la presente invención. La figura 2 es un diagrama que muestra una estructura general de una sala de tratamiento que forma parte del sistema de terapia con partículas de la primera realización de la presente invención. La figura 3 es un diagrama que muestra los periodos de tiempo efectivos de la radiación de rayos X y de la radiación de haz de partículas cuando el avance del haz de partículas al siguiente punto se ha detenido en un instante predeterminado antes de la radiación de rayos X, así como la evolución con el tiempo de la salida de una señal de un controlador de formación de imágenes de rayos X, en el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas por parte del sistema de terapia con partículas. La figura 4 es un diagrama esquemático que muestra las estructuras típicas de una boquilla de radiación, de un dispositivo de formación de imágenes de rayos X y de un aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de la primera realización de la invención.

30 Tal y como se muestra en la figura 1, un sistema de terapia con partículas 100 está compuesto fundamentalmente por un generador de haz de partículas 101, un sistema de transporte de haz de partículas 6, una sala de tratamiento 105 y un aparato de control 400.

35 El generador de haz de partículas 101 está compuesto fundamental por una fuente de iones, un preacelerador 1, tal como un acelerador lineal, y un sincrotrón 2, que es un acelerador.

40 Cuando se ha de llevar a cabo el tratamiento con haz de partículas, las partículas cargadas generadas por la fuente de iones se suministran al preacelerador 1. El preacelerador 1 acelera las partículas cargadas antes de suministrarlas al sincrotrón 2. Una vez suministradas las partículas cargadas del preacelerador 1, el sincrotrón 2 acelera aún más las partículas cargadas hasta un nivel de energía predeterminado al objeto de generar un haz de partículas cargadas (haz de partículas). Además, con el fin de extraer un haz de partículas que está en órbita, el sincrotrón 2 incorpora un imán cuádruple de radio frecuencia que cambia la condición límite de estabilidad del haz de partículas y un activador de radio frecuencia 4 (activador de RF (radio frequency, por sus siglas en inglés)) que aplica una frecuencia de radio para aumentar la amplitud de oscilación de betatrón del haz de partículas.

45 Aunque se ha indicado que el sincrotrón 2 es un acelerador típico, el sincrotrón 2 se puede sustituir de forma alternativa por un acelerador tal como un ciclotrón, el cual no tiene necesidad de un preacelerador 1.

50 El sistema de transporte de haz de partículas 6 está compuesto fundamentalmente por una trayectoria de haz de partículas, un imán cuádruple, un imán curvador 3 y un dispositivo de dirección de alta velocidad 5. La trayectoria de haz de partículas conformada por el sistema de transporte de haz de partículas 6 comunica el generador de haz de partículas 101 con una boquilla de radiación 102 instalada en una sala de tratamiento, que se analizará más adelante. El haz de partículas generado por medio del generador de haz de partículas 101 se transporta hasta la sala de tratamiento a través del sistema de transporte de haz de partículas 6.

55 En una sala de tratamiento 105, como se muestra en la figura 2, está dispuesta la boquilla de radiación 102 para la radiación del objetivo con el haz de partículas, un dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103 para verificar la posición del tumor y una camilla (cama) 104 para mover el paciente hasta una posición adecuada para la radiación.

60 La sala de tratamiento 105 también puede estar provista integralmente de una mesa póstico que se puede girar por medio de un motor o similar. Si la mesa póstico está equipada con la boquilla de radiación 102 y con parte del sistema de transporte de haz de partículas 6, el giro de la mesa póstico hace posible que el paciente se trate según cualquier dirección deseada. El giro de la mesa póstico hace posible que se pueda tratar de forma eficaz el tumor que es difícil de tratar según una dirección.

65

Volviendo a la figura 1, la boquilla de radiación 102 está equipada con dos imanes de exploración de escáner 7 y con un dosímetro 8.

5 El haz de partículas transportado por medio del sistema de transporte de haz de partículas 6 se emite entre los imanes de exploración de escáner 7 y hasta más allá del dosímetro 8. El haz de partículas emitido que pasa entre los imanes de exploración de escáner 7 excitados de acuerdo a un plan de tratamiento se curva por medio de una fuerza electromagnética para la exploración con escáner en las direcciones X e Y, conformando de esta manera un campo de radiación adecuado a la forma del tumor.

10 El dosímetro 8 se sitúa en posición interpuesta entre los imanes de exploración de escáner 7 y el paciente al objeto de medir la dosis de radiación en una posición tan próxima al paciente como sea posible. El dosímetro 8 mide la dosis del propio haz de partículas que pasa. Los valores de las mediciones obtenidos de esta forma se utilizan para la administración de la dosis.

15 El dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103 tiene unos generadores de rayos X 9a y 9b para la generación de rayos X para la formación de imágenes que se pueden emitir en pulsos, y unos receptores de rayos X 11a y 11b para la detección de los rayos X generados.

20 Los generadores de rayos X 9a y 9b tienen sus periodos de tiempo de radiación controlados por medio de un controlador de formación de imágenes de rayos X 405. Estos componentes están dispuestos de una forma que permite la formación de imágenes en dos dirección axiales, tal y como se muestra en la figura 1. Es decir, el generador de rayos X 9a y el receptor de rayos X 11a están dispuestos en posición enfrentada entre sí a lo largo de la zona en la que está situado el paciente. Además, el receptor de rayos X 11a está situado en el lado de la boquilla de radiación 102. De igual manera que con el generador de rayos X 9a y el receptor de rayos X 11a citados con anterioridad, el generador de rayos X 9b y el receptor de rayos X 11b están dispuestos en posición enfrentada entre sí a lo largo de la zona del paciente. Además, el receptor de rayos X 11b está situado en el lado de la boquilla de radiación 102. Con esta configuración, un segmento de línea que conecta el generador de rayos X 9a con el receptor de rayos X 11a y un segmento de línea que conecta el generador de rayos X 9b con el receptor de rayos X 11b se intersecan entre sí en la zona del paciente.

30 El dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103 se puede disponer alternativamente para que permita la formación de imágenes en una dirección axial. Como otra alternativa, los generadores de rayos X y los receptores de rayos X se pueden intercambiar en cuanto a su disposición.

35 El aparato de control 400 controla los componentes que constituyen el generador de haz de partículas 101 descrito con anterioridad, el sistema de transporte de haz de partículas 6, la mesa pórtico giratoria, la boquilla de radiación 102, el dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103 y similares.

40 Tal y como se muestra en la figura 1, el aparato de control 400 está estructurado para el intercambio de señales con controladores individuales como un controlador central 401, y para el intercambio de señales con el generador de haz de partículas 101, con el sistema de transporte de haz de partículas 6, con la mesa pórtico giratoria, con la boquilla de radiación 102, con el dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103 y con similares. El aparato de control 400 incorpora, además de los controladores individuales constituidos por el controlador central 401, un controlador del acelerador 402, un controlador del sistema de transporte de haz 403, un controlador de radiación 404, un controlador de rayos X 405, un controlador de camilla 406, y un controlador de la mesa pórtico 407, una parte de almacenamiento 409 que almacena diferentes parámetros y una parte de entrada para la introducción de dichos parámetros.

50 El aparato de control 400 de esta realización utiliza el controlador central 401 para la realización de controles tales como el enclavamiento. El controlador del acelerador 402 se utiliza para controlar los componentes que constituyen el generador de haz de partículas 101, y el controlador del sistema de transporte de haz 403 se utiliza para controlar los componentes que constituyen el sistema de transporte de haz de partículas 6. Además, el controlador de radiación 404 se utiliza para controlar la boquilla de radiación 102, y el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 se utiliza para controlar el dispositivo de formación de imágenes de rayos X 103. El controlador de camilla 406 se utiliza para controlar los componentes de la camilla 104, y el controlador de la mesa pórtico 407 se utiliza para controlar la mesa pórtico giratoria.

60 Además, el aparato de control 400 utiliza el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 para la realización de un control al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X.

Adicionalmente, el aparato de control 400 utiliza el controlador de radiación 404 para llevar a cabo un proceso de cómputo que excluye la contribución de los rayos X dispersos del resultado de la medición obtenida por medio de la utilización del dosímetro 8.

65

Seguidamente, se explica en detalle a continuación el control llevado a cabo por medio del controlador de formación de imágenes de rayos X 405 del aparato de control 400, haciendo referencia a la figura 3.

5 El controlador de formación de imágenes de rayos X 405 genera como salida unas señales que se envían a los generadores de rayos X 9a y 9b para hacer que lleven a cabo una radiación de rayos X en pulsos (radiación de pulsos) en unos intervalos de tiempo predeterminados al objeto de obtener imágenes de la posición del tumor de forma continua, tal y como se muestra en la figura 3(A). Durante un periodo de tiempo predeterminado que sigue a la finalización de la radiación de rayos X hasta la siguiente radiación de rayos X (tiempo de parada para avanzar hasta el siguiente punto), el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 genera como salida una señal de permiso de avance a través de los puntos que se envía al controlador de radiación 404. Mientras que se recibe la señal de permiso de avance a través de los puntos tal y como se muestra en la figura 3(C), el controlador de radiación 404 lleva a cabo la radiación de haz de partículas como se indica en la figura 3(B), a la vez que controla el controlador del sistema de transporte de haz 403 y el controlador del acelerador 402 de tal manera que se actualice la posición de la radiación de haz de partículas por medio de la sustitución del punto radiado actualmente con el punto que se ha de radiar a continuación. Cuando se interrumpe la entrada de la señal de permiso de avance a través de los puntos, el controlador de radiación 404 genera como salida una señal de detención de avance a través de los puntos que se envía al controlador del sistema de transporte de haz 403 y al controlador del acelerador 402. Una vez dada la señal de detención de avance a través de los puntos, el controlador del sistema de transporte de haz 403 transmite una señal de excitación al dispositivo de dirección de alta velocidad 5 dispuesto en el sistema de transporte de haz de partículas 6, al objeto de que no actualice la posición de la radiación de haz de partículas por medio de la sustitución del punto radiado actualmente con el punto que se ha de radiar a continuación. Una vez dada la señal de detención de avance a través de los puntos, el controlador del acelerador 402 genera como salida una señal de detención que se envía al activador de RF 4.

25 Tal y como se ha descrito con anterioridad, el aparato de control 400 corta el transporte del haz de partículas a la boquilla de radiación 102 después de la recepción de la señal de prepulso del controlador de formación de imágenes de rayos X 405, realizando de esta forma un control para la separación del periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X.

30 A continuación, se explican en detalle por medio de la figura 4 la estructura y el control del controlador de radiación 404.

35 Tal y como se muestra en la figura 4, el controlador de radiación 404 incluye un sistema de control de dosis 408 que excluye la contribución de los rayos X dispersos del resultado de la medición obtenida por medio de la utilización del dosímetro 8.

40 El sistema de control de dosis 408 está compuesto fundamentalmente por el dosímetro 8, que genera como salida unas señales eléctricas cuando mide el haz de partículas y los rayos X, por un contador de integración 13 que integra las señales que proceden del dosímetro 8, por un contador de integración substracción 15 que integra las señales que proceden del dosímetro 8 únicamente cuando la radiación de haz de partículas no se está llevando a cabo, por una parte de cómputo de substracción 16 que lleva a cabo el cálculo de  $A - \alpha B$  a partir de un valor integrado A que se genera como salida del contador de integración 13 y a partir de un valor integrado B del contador de integración substracción 15, y por una parte de determinación de finalización de dosis 14 que determina si se ha emitido la dosis prevista. Los resultados del cómputo del contador de integración 13, del contador de integración substracción 15 y de la parte de cómputo de substracción 16 se almacenan en la parte de almacenamiento 409.

50 La constante  $\alpha$  que se utiliza en la parte de cómputo de substracción 16 es un coeficiente para hacer  $A - \alpha B = 0$  cuando la radiación de haz de partículas no se está llevando a cabo. De por sí, la constante  $\alpha$  se calcula antes de que el sistema de terapia con partículas comienza a funcionar. Para esta realización, la constante  $\alpha$  es 1.

El proceso de cómputo que lleva a cabo el sistema de control de dosis 408 se explica a continuación con respecto a dos casos: aquél en el que se emiten rayos X (mientras la radiación de haz de partículas está detenida) y aquél en el que se emite el haz de partículas (mientras la radiación de rayos X está detenida).

55 Se explica en primer lugar el caso en el que se utilizan los generadores de rayos X 9a y 9b para llevar a cabo una radiación de pulsos al objeto de obtener imágenes de la posición del tumor.

60 Mientras se emiten rayos X por medio de los generadores de rayos X 9a y 9b, los rayos X emitidos se dispersan en varias direcciones debido a la presencia del cuerpo del paciente y a otros factores. El dosímetro 8 dispuesto en la boquilla de radiación 102 permanece activo con independencia de que la radiación de haz de partículas se esté llevando a cabo o esté detenida. Por este motivo, el dosímetro 8 mide los rayos X dispersos incidentes sin distinguirlos del haz de partículas transportado por medio del sistema de transporte de haz 6. El haz de partículas y los rayos X medidos por medio del dosímetro 8 se convierten en señales eléctricas que, tras su recepción por parte del contador de integración 13 y del contador de integración substracción 15, son integradas de esta forma. Si se supone que el valor integrado del contador de integración 13 ha de ser A y que el valor integrado del contador de integración substracción 15 ha de ser B, los valores integrados A y B del contador de integración 13 y del contador

de integración substracción 15 se generan como salidas que se envían a la parte de cómputo de substracción 16 (parte de substracción). La parte de cómputo de substracción 16 lleva a cabo el cómputo de  $A - \alpha B$ . El resultado del cómputo de la parte de cómputo de substracción 16 se genera como salida que se envía a la parte de determinación de finalización de dosis 14 que determina si la dosis de radiación ha alcanzado un valor previsto. En este caso, la parte de determinación de finalización de dosis 14 lleva a cabo el control de la dosis al objeto de determinar si se ha emitido una dosis predeterminada.

Se explica a continuación el caso en el que la radiación de pulsos de rayos X está detenida y la radiación de haz de partículas se lleva a cabo.

Dado que el haz de partículas pasa a través del dosímetro 8 cuando es emitido, el dosímetro 8 mide el haz de partículas que pasa. El dosímetro 8 genera como salida una señal eléctrica que refleja el haz de partículas medido. La señal eléctrica es recibida tanto por el contador de integración 13 como por el contador de integración substracción 15. En ese momento, el contador de integración 13 integra la señal, mientras que el contador de integración substracción 15 no integra la señal debido a que este contador está activo únicamente durante la radiación de rayos X. De lo que se deduce que el valor integrado B del contador de integración substracción 15 es 0. Los valores integrados A y B de los contadores 13 y 15 se generan como salidas que se envían a la parte de cómputo de substracción 16, la cual lleva a cabo el cálculo de  $A - \alpha B$  (con la condición de que  $B = 0$ ). El cálculo realizado en este caso es el mismo que el que se realiza cuando se lleva a cabo la radiación de pulsos de rayos X.

De esta forma, el sistema de control de dosis 408 de esta realización utiliza el contador de integración substracción 15 para la adquisición del valor medido que resulta de los rayos X dispersos. El valor integrado que resulta de los rayos X dispersos se puede restar de esta forma del valor integrado del dosímetro 8, lo que permite la adquisición del valor medido que se corresponde con la dosis de radiación del haz de partículas real.

Considerando que el contador de integración substracción 15 está estructurado para estar en funcionamiento únicamente durante la radiación de rayos X, este funcionamiento se controla por medio de la utilización de la salida de una señal que se corresponde con la excitación del dispositivo de dirección de alta velocidad 5. El tiempo de parada de la radiación de haz de partículas es igual al tiempo durante el que se excita el dispositivo de dirección de alta velocidad 5 dispuesto en el sistema de transporte de haz 6, y durante este periodo de tiempo se lleva a cabo la radiación de rayos X. Por este motivo, la utilización de la señal que refleja el estado de la excitación del dispositivo de dirección de alta velocidad 5 hace posible que la integración de la señal durante el periodo de tiempo de radiación de rayos X se lleve a cabo de forma selectiva.

El sistema de terapia con partículas de esta realización proporciona los siguientes resultados:

En primer lugar, dado que el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 del aparato de control 400 lleva a cabo un control al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X, no hay ningún periodo de tiempo en el que el dosímetro 8 mida los dos tipos de radiaciones simultáneamente. Esto elimina la posibilidad de realizar un recuento de dosis erróneo que sea atribuible a la presencia de los rayos X dispersos. Y debido a que el avance del haz de partículas hasta el siguiente punto se detiene en un instante predeterminado antes de la radiación de rayos X, no hay necesidad de un mecanismo de bloqueo de alta velocidad para el bloqueo del haz de partículas de alta velocidad, lo cual proporciona una estructura simplificada para el dispositivo.

Además, el sistema de control de dosis 408 incluido en el controlador de radiación 404 del aparato de control 400 resta el valor integrado que resulta de los rayos X dispersos del valor integrado del dosímetro 8 al objeto de obtener el valor medido que se corresponde con la radiación de haz de partículas. Esto hace posible que la dosis del haz de partículas se controle de forma más precisa que con anterioridad.

Adicionalmente, el sistema de terapia con partículas de esta realización puede seguir realizando un control de la dosis de elevada precisión incluso si la radiación se interrumpe temporalmente debido al movimiento del cuerpo del paciente o a otros factores durante el tratamiento, siendo seguida la interrupción por la reanudación del tratamiento.

Considérese, por ejemplo, el caso en el que la región tumoral se desplaza de forma significativa debido al movimiento del cuerpo del paciente durante el tratamiento con el haz de partículas. En ese caso, se interrumpe la radiación. Antes de que se pueda reanudar la radiación, es necesario establecer de nuevo la posición del paciente por medio de la utilización de la obtención de imágenes de rayos X. En ese instante, si el dosímetro 8 mide erróneamente el componente disperso de los rayos X emitidos para el posicionamiento, existe la posibilidad de que pueda surgir un error en el control de la dosis de antes y después de la interrupción de la radiación. Según esta realización, dicho error no tendrá lugar debido a que el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas está separado con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X, y debido a que se puede adquirir la dosis medida que resulta del haz de partículas. Se puede mantener de esta forma un control de la dosis de elevada precisión, incluso si tiene lugar una interrupción de la radiación.

Se ha explicado que el periodo de tiempo durante el que el controlador del sistema de transporte de haz 403 transmite la señal de excitación al dispositivo de dirección de alta velocidad 5 se hace igual al periodo de tiempo durante el que recibe la señal de prepulso del controlador de formación de imágenes de rayos X 405. Alternativamente, el periodo de tiempo durante el que detiene la radiación de haz de partículas se puede almacenar en el aparato de control 400 al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X.

La señal de activación del contador de integración substracción 15 puede ser cualquier señal, siempre y cuando indique el estado de la emisión de haz de partículas que está detenida. Por ejemplo, es posible utilizar una señal de parada del activador de RF 4 dispuesto en el sincrotrón 2 que esté relacionada con la extracción del haz con respecto al mismo, o una señal de detención de la excitación del imán cuádruple de alta velocidad.

(Segunda realización)

A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una segunda realización de la presente invención, haciendo referencia a las figuras 5 y 6. La figura 5 es un diagrama que muestra una estructura general de otro sistema de terapia con partículas de la segunda realización de la presente invención. La figura 6 es un diagrama que muestra los parámetros típicos para la determinación de si llevar a cabo o no la radiación de haz de partículas con el sistema de terapia con partículas de la segunda realización de la invención.

Un sistema de terapia con partículas 100G de la segunda invención, mostrado en la figura 5, tiene un aparato de control 400G en el que el controlador central 401 dispuesto en el aparato de control 400 del sistema de terapia con partículas 100 de la primera realización, mostrado en la figura 1, se sustituye por un controlador central 401G.

En concreto, el controlador central 401G del aparato de control 400G del sistema de terapia con partículas 100G de la segunda realización está estructurado para complementar la función de control que lleva a cabo el controlador central 401 de la primera realización con la función de control de la radiación de haz de partículas en función de un periodo de tiempo que se estima que transcurrirá desde el comienzo hasta la finalización de la emisión del haz de partículas en cada punto, repitiéndose la estimación múltiples veces durante el tratamiento.

Las estructuras y funciones de la segunda realización que son las mismas que las de la primera realización no se analizarán más. Se explicarán en detalle las diferencias entre las dos realizaciones.

Antes del comienzo de la radiación de un punto, el controlador central 401G calcula un tiempo estimado  $t$  que transcurrirá desde el comienzo hasta la finalización de la radiación de ese punto. Sobre la base del tiempo estimado  $t$  calculado a priori, el controlador central 401G determina si el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas se solapa con el periodo de tiempo de radiación de rayos X antes de que haya finalizado la radiación del punto.

Por ejemplo, tal y como se muestra en la figura 6, se regula el controlador del acelerador 402 y el controlador del sistema de transporte de haz 403 al objeto de emitir el haz de partículas a un grupo de puntos  $\alpha$  (B1 y B2) o a un punto  $\beta$ 1 (B1) para los que se determine que el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas no se solapará con el periodo de tiempo de radiación de rayos X. Por otro lado, se regula el controlador del acelerador 402 y el controlador del sistema de transporte de haz 403 para que no emitan el haz de partículas a un punto  $\beta$ 2 (mostrado en B2) para el que se determine que el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas se solapará con el periodo de tiempo de radiación de rayos X.

Se debe observar en este caso que la dosis de la radiación de haz de partículas varía de un punto a otro, y que el promedio intrapuntual de corriente de haz varía dentro de un intervalo predeterminado. La combinación de estos factores determina el periodo de tiempo de radiación del punto. La segunda realización fija de esta manera el tiempo de parada para avanzar hasta el siguiente punto con un margen con el que, incluso si se combinara la mayor dosis de radiación de haz de partículas con el menor promedio intrapuntual de corriente de haz, se puede separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X.

En los casos diferentes a aquéllos en los que se combina la mayor dosis de radiación de haz de partículas con el menor promedio intrapuntual de corriente de haz, existe un tiempo de parada extra para avanzar hasta el siguiente punto. Por este motivo, el tiempo de parada para avanzar hasta el siguiente punto se puede fijar de manera que sea menor que aquél que se fija cuando se combina la mayor dosis de radiación de haz de partículas con el menor promedio intrapuntual de corriente de haz. Con este ajuste, se puede separar la radiación de haz de partículas con respecto a la radiación de rayos X en casi todos los periodos de tiempo.

En cualquier caso, la segunda realización proporciona los resultados que ofrece la primera realización durante un tiempo de tratamiento de menor extensión que en la primera realización.

El cálculo del tiempo estimado requiere la obtención del promedio intrapuntual de corriente de haz. Los métodos para la obtención del promedio de corriente de haz incluyen uno que implica la utilización de valores calculados previamente a partir de un modelo, y uno que implica la utilización de los valores medidos de la corriente de haz en los puntos radiados.

(Tercera realización)

A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una tercera realización de la presente invención, haciendo referencia a las figuras 7 y 8. La figura 7 es un diagrama que muestra una estructura general de otro sistema de terapia con partículas de la tercera realización de la presente invención. La figura 8 es un diagrama que muestra los parámetros típicos para la determinación de si llevar a cabo o no la radiación de haz de partículas con el sistema de terapia con partículas de la tercera realización de la invención.

Un sistema de terapia con partículas 100H de la tercera invención, mostrado en la figura 7, tiene un aparato de control 400H en el que el controlador central 401 dispuesto en el aparato de control 400 del sistema de terapia con partículas 100 de la primera realización se sustituye por un controlador central 401H.

En concreto, el controlador central 401H del aparato de control 400H del sistema de terapia con partículas 100H de la tercera realización está estructurado para complementar la función de control que lleva a cabo el controlador central 401 de la primera realización con la función de control de la radiación de haz de partículas por medio de la utilización del valor de un periodo de tiempo medido desde el comienzo hasta la finalización de la radiación de cada punto, repitiéndose la medición múltiples veces durante el tratamiento.

Las estructuras y funciones de la tercera realización que son las mismas que las de la primera realización no se analizarán más. Se explicarán en detalle las diferencias entre las dos realizaciones.

En el periodo de tiempo de avance a través de los puntos, el controlador central 401H mide el periodo de tiempo que transcurre desde el comienzo hasta la finalización de la radiación de cada punto y compara el valor medido con un periodo de tiempo de determinación almacenado a priori en la parte de almacenamiento 409. El periodo de tiempo de determinación se fija para que sea menor que el tiempo de parada para avanzar hasta el siguiente punto.

Cuando el periodo de tiempo medido es menor que el periodo de tiempo de determinación, como en el caso de un grupo de puntos  $\alpha$  mostrado en la figura 8(B), el avance a través de los puntos se hace continuar sin que se añada ningún control adicional.

Por otro lado, si se determina que el periodo de tiempo medido es mayor que el periodo de tiempo de determinación, como en el caso de un punto  $\beta$  mostrado en la figura 8(B), entonces se lleva a cabo de forma inmediata un control al objeto de aumentar la corriente del haz de partículas que se ha de extraer del generador de haz de partículas 101. Por ejemplo, se generan como salida unas señales apropiadas que se envían al controlador del acelerador 402 y al controlador del sistema de transporte de haz 403 de tal manera que el haz de partículas se pueda generar de nuevo a partir de la fuente de iones al objeto de aumentar el haz de partículas que orbita en el sincrotrón 2, de manera que se pueda aumentar la salida del activador de RF 4 para la extracción del haz de partículas que está en órbita, o de manera que se pueda llevar a cabo un control para la realización de ambas cosas.

La tercera realización lleva a cabo un control para elevar la corriente de haz de partículas cuando el periodo de tiempo medido para un punto determinado se hace mayor que el periodo de tiempo predeterminado, permitiendo de esta forma el avance a través de los puntos a la vez que se mantiene corto el periodo de tiempo de radiación del punto. Esto, a su vez, hace posible el avance a través de los puntos durante un periodo de tiempo de radiación del punto que es menor que el tiempo de parada para avanzar hasta el siguiente punto. El proceso por medio del cual la radiación de haz de partículas se separa con respecto a la radiación de rayos X proporciona de esta forma un margen de tiempo extra.

Es decir, la tercera realización proporciona los resultados que ofrece la primera realización de una forma más fiable que esta última.

(Cuarta realización)

A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una cuarta realización de la presente invención, haciendo referencia a la figura 9. La figura 9 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de la cuarta realización de la invención.

El sistema de terapia con partículas de la cuarta realización de la invención tiene una estructura en la que el sistema de control de dosis 408 del controlador de radiación 404 dispuesto en el aparato de control 400 del sistema de terapia con partículas 100 de la primera realización se sustituye por un sistema de control de dosis 408A.

En concreto, tal y como se muestra en la figura 9, el sistema de control de dosis 408A del controlador de radiación 404A del aparato de control 400A de la cuarta realización no tiene el contador de integración substracción 15 ni la parte de cómputo de substracción 16 que están incluidos en el sistema de control de dosis 408 de la primera realización mostrada en la figura 1. El sistema de control de dosis 408A está incluido dentro del controlador de radiación 404A que está dispuesto en el aparato de control 400A. Las estructuras y funciones de la cuarta

realización que son las mismas que las de la primera realización no se analizarán más. Se explicarán en detalle las diferencias entre las dos realizaciones.

5 En la cuarta realización, el aparato de control 400A utiliza también el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 para llevar a cabo un control al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X.

10 Tal y como se muestra en la figura 9, el sistema de control de dosis 408A de la cuarta realización está compuesto fundamentalmente por un contador de integración 13A que integra las señales que proceden del dosímetro 8 y por una parte de determinación de finalización de dosis 14 que determina si se ha emitido la dosis prevista. El contador de integración 13A está conectado directamente con la parte de determinación de finalización de dosis 14.

15 El contador de integración 13A está estructurado para integrar las señales que proceden del dosímetro 8 únicamente durante la radiación de haz de partículas.

El proceso de cómputo que lleva a cabo el sistema de control de dosis 408A se explica a continuación con respecto a dos casos: aquél en el que se emiten rayos X, y aquél en el que se emite el haz de partículas.

20 Se explica en primer lugar el caso en el que se utilizan los generadores de rayos X 9 para llevar a cabo una radiación de pulsos al objeto de obtener imágenes de la posición del tumor.

25 Dado que el dosímetro 8 permanece activo con independencia de que la radiación de haz de partículas se esté llevando a cabo o esté detenida, el dosímetro 8 mide los rayos X dispersos incidentes. En ese momento, una señal eléctrica que refleja los rayos X dispersos así medidos se genera como salida en el dosímetro 8 y se envía al contador de integración 13A, el cual, sin embargo, está detenido y por tanto no integra la señal. Por este motivo, se genera como salida "0" como señal de integración que se envía a la parte de determinación de finalización de dosis 14.

30 Por otro lado, cuando está detenida la radiación de pulsos de rayos X y la radiación de haz de partículas está en curso, la señal eléctrica que refleja el haz de partículas medido se genera como salida en el dosímetro 8 y se integra por medio del contador de integración 13A. En el contador de integración 13A se genera como salida un valor integrado A que se envía a la parte de determinación de finalización de dosis 14, la cual, a su vez, determina si la dosis de radiación ha alcanzado el valor previsto.

35 Tal y como se ha explicado con anterioridad, el sistema de control de dosis 408A de la cuarta realización hace que el contador de integración 13A integre las señales generadas como salida procedentes del dosímetro 8 únicamente durante la radiación de haz de partículas, permitiendo de esta forma la adquisición del valor medido que resulta únicamente del haz de partículas.

40 Al objeto de hacer posible que el contador de integración 13A funcione únicamente durante la radiación de haz de partículas, se utiliza la salida de la señal del dispositivo de dirección de alta velocidad 5 cuando está siendo excitado como señal para el apagado del contador de integración 13A.

45 Además de proporcionar los resultados que ofrece la primera realización, la cuarta realización simplifica la configuración del sistema de control de dosis debido a que no se requiere el contador de integración substracción 15 ni la parte de cómputo de substracción 16.

(Quinta realización)

50 A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una quinta realización de la presente invención, haciendo referencia a la figura 10. La figura 10 es un diagrama que muestra los periodos de tiempo efectivos de la radiación de rayos X y de la radiación de haz de partículas cuando se detiene la radiación de haz de partículas en el momento en el que comienza la radiación de rayos X, así como los periodos de tiempo de la salida de las señales que proceden del controlador de formación de imágenes de rayos X y del controlador de radiación, en el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas por parte del sistema de terapia con partículas.

55 El sistema de terapia con partículas de la quinta realización tiene una estructura en la que el aparato de control 400 del sistema de terapia con partículas 100 de la primera realización se sustituye por otro aparato de control.

60 El aparato de control 400 de la primera realización lleva a cabo un control para detener la radiación de haz de partículas en un instante de tiempo predeterminado antes del comienzo de la radiación de rayos X. Por el contrario, el aparato de control de la quinta realización lleva a cabo un control al objeto de separar la radiación de rayos X con respecto a la radiación de haz de partículas sin permitir que exista un periodo de tiempo predeterminado entre ellas. Es decir, el sistema de terapia con partículas de la quinta realización tiene la misma estructura que el sistema de terapia con partículas de la primera realización, aunque los aparatos de control de las dos realizaciones llevan a cabo el control de forma diferente.

65

A continuación se explica cuál es la diferencia entre el aparato de control de la quinta realización y el aparato de control 400 de la primera realización en cuanto a la realización del control. Los aspectos comunes a la primera realización no se analizarán más.

5 En la quinta realización, el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 del aparato de control genera como salida una señal de permiso de avance a través de los puntos que se envía al controlador de radiación 404 después de que la radiación de rayos X se haya detenido y hasta que se haya reanudado, tal y como se muestra en las figuras 10(A), 10(B) y 10(C). Mientras que se recibe como entrada la señal de permiso de avance a través de los puntos, el controlador de radiación 404 controla el controlador del sistema de transporte de haz 403 y el controlador del acelerador 402 para que continúen con la radiación de haz de partículas. Cuando se interrumpe la entrada de la señal de permiso de avance a través de los puntos, el controlador de radiación 404 genera como salida una señal de detención de avance a través de los puntos que se envía al controlador del sistema de transporte de haz 403 y al controlador del acelerador 402, tal y como se muestra en la figura 10(D). Una vez dada la señal de detención de avance a través de los puntos, el controlador del sistema de transporte de haz 403 transmite una señal de excitación al dispositivo de dirección de alta velocidad 5 del sistema de transporte de haz de partículas 6, al objeto de detener la radiación de haz de partículas. Tras la recepción de la señal de detención de avance a través de los puntos, el controlador del acelerador 402 genera como salida una señal de detención que se envía al activador de RF 4.

20 Tal y como se ha descrito con anterioridad, el sistema de terapia con partículas de la quinta realización detiene la radiación de haz de partículas cuando se hace que comience la radiación de pulsos de rayos X, y de esta forma es capaz de separar la radiación de haz de partículas de la radiación de rayos X.

25 La estructura básica y el funcionamiento del sistema de control de dosis en la quinta realización son los mismos que en la primera realización. La diferencia con respecto a la primera realización es que la señal de comienzo de radiación de rayos X se utiliza para la activación del contador de integración substracción 15. En la quinta realización, la señal que se genera como salida cuando el dispositivo de dirección de alta velocidad 5 permanece excitado se puede utilizar también para la activación del contador de integración substracción 15.

30 Además de proporcionar los resultados que ofrece la primera realización, la quinta realización minimiza cualquier prolongación del tiempo de tratamiento debido a que no se necesita proporcionar el margen de tiempo predeterminado al objeto de separar la radiación de haz de partículas con respecto a la radiación de rayos X para la obtención de imágenes.

(Sexta realización)

35 A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una sexta realización de la presente invención.

40 El sistema de terapia con partículas de la sexta realización tiene una estructura en la que el aparato de control 400A del sistema de terapia con partículas 100 de la cuarta realización se sustituye por otro aparato de control. Es decir, mientras que el aparato de control 400A de la cuarta realización realiza un control al objeto de detener la radiación de haz de partículas en un instante de tiempo predeterminado antes del comienzo de la radiación de rayos X, el aparato de control de la sexta realización lleva a cabo un control al objeto de separar la radiación de rayos X con respecto a la radiación de haz de partículas sin permitir que exista el periodo de tiempo predeterminado, como con el aparato de control de la quinta realización. Dicho de otro modo, a pesar de que el sistema de terapia con partículas de la sexta realización tiene la misma estructura que el sistema de terapia con partículas de la cuarta realización, los aparatos de control de las dos realizaciones llevan a cabo el control de forma diferente.

50 El sistema de control de dosis de la sexta realización tiene la misma estructura que el sistema de control de dosis 408A de la cuarta realización mostrado en la figura 9. La diferencia entre el sistema de control de dosis de la sexta realización y el sistema de control de dosis 408A de la cuarta realización es que la señal de comienzo de radiación de rayos X se utiliza por parte de la sexta realización como la señal para la detención del funcionamiento del contador de integración 13.

55 La sexta realización minimiza cualquier prolongación del tiempo de tratamiento, y simplifica la configuración del sistema de control de dosis debido a que no se requiere el contador de integración substracción 15 ni la parte de cómputo de substracción 16.

(Resumen de las realizaciones primera a sexta)

60 Las realizaciones primera a sexta explicadas con anterioridad están caracterizadas por que utilizan el aparato de control al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de pulsos de rayos X, y por que tienen un sistema de control de dosis capaz de calcular el valor medido que resulta del haz de partículas por sí solo por medio de la substracción del valor medido que resulta de los rayos X dispersos al valor medido del dosímetro 8. Estas características equivalen a eliminar el solapamiento entre los periodos de tiempo de medición por medio de la separación del periodo de tiempo de medición del haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de medición de los rayos X dispersos. Las características permiten además la obtención del valor medido que resulta del haz de partículas por sí solo a partir del valor medido del dosímetro 8.

Como resultado, se alcanza un control de la dosis de elevada precisión del haz de partículas y una distribución precisa de la dosis, a la vez que la posición del tumor se puede verificar en tiempo real por medio de la utilización de la radiación de rayos X en pulsos.

5 En particular, las realizaciones primera a sexta de la presente invención que son capaces de eliminar el error de medición que resulta del dispositivo de formación de imágenes de rayos X constituyen una contribución significativa como sistema de terapia con partículas que adopta la técnica de exploración con escáner de puntos discretos o técnicas de radiación similares que requieren un control de la dosis en incrementos de regiones muy estrechas.

10 A pesar de que se supone que el sistema de terapia con partículas de cada realización adopta la técnica de exploración con escáner de puntos discretos, el controlador de radiación y el sistema de control de dosis no están limitados por la misma. De forma alternativa, la invención se puede aplicar también a sistemas de terapia con partículas que utilizan la técnica de exploración con escáner de trama o el método de radiación de oscilación que implica la utilización de un dispersor. El periodo de tiempo de radiación de haz de partículas se separa con respecto al periodo de tiempo de radiación de pulsos de rayos X por medio de la detención de la actualización de la posición de la radiación de haz de partículas a través de la provisión del margen de tiempo predeterminado, o por medio de la detención de forma forzada de la radiación de haz de partículas. Por lo tanto, los resultados siguen siendo los mismos incluso aunque la técnica de radiación de haz de partículas no se limite a la exploración con escáner de puntos.

20 También se pueden concebir otras realizaciones de un sistema de terapia con partículas que puede verificar la posición del tumor en tiempo real durante el tratamiento por medio de la utilización de rayos X, a la vez que implementa un control de la dosis de elevada precisión y una distribución de la dosis de elevada precisión. Se explican a continuación estas realizaciones que son diferentes en cuanto a características de las realizaciones anteriores.

(Séptima realización)

30 A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una séptima realización de la presente invención, haciendo referencia a la figura 11. La figura 11 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de la séptima realización de la invención.

35 Tal y como se muestra en la figura 11, en un aparato de control 400D del sistema de terapia con partículas de la séptima realización, un sistema de control de dosis 408D ubicado dentro de un controlador de radiación 404D tiene una estructura en la que el sistema de control de dosis 408 ubicado dentro del controlador de radiación 404 del aparato de control 400 del sistema de terapia con partículas 100 mostrado en la figura 4 se complementa estructuralmente con un dosímetro de rayos X dispersos 17 (segundo dosímetro) que mide los rayos X dispersos y con un contador de rayos X dispersos 18 que integra los valores medidos por el dosímetro 17.

40 La dosis del haz de partículas del sistema de terapia con partículas de la séptima realización se mide substrayendo al valor integrado obtenido usando el dosímetro 8 el valor integrado que resulta de los rayos X dispersos medidos por medio del dosímetro de rayos X dispersos 17.

45 En concreto, la salida de la señal del dosímetro 8 es integrada por medio del contador de integración 13, y la salida de la señal del dosímetro de rayos X dispersos 17 es integrada por medio del contador de rayos X dispersos 18. Se generan como salidas un valor integrado A del contador de integración 13 y un valor integrado B del contador de integración de rayos X dispersos 18, las cuales se envían a la parte de cómputo de substracción 16 que lleva a cabo el cálculo de  $A - \alpha B$ . El resultado del cálculo de  $A - \alpha B$  realizado por parte de la parte de cómputo de substracción 16 se genera como salida que se envía a la parte de determinación de finalización de dosis 14 que determina si la dosis de radiación ha alcanzado el valor previsto.

50 La séptima realización tiene tanto el dosímetro de rayos X dispersos 17 que mide los rayos X dispersos como el contador de integración de rayos X dispersos 18 que integra la señal que procede del dosímetro 17, de manera que no hay necesidad de separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X para la obtención de imágenes. La séptima realización simplifica de esta forma el esquema del control de la radiación de haz de partículas y del sistema de control de dosis.

60 La técnica de la radiación de haz de partículas puede ser también la exploración con escáner de trama mencionada con anterioridad. El método de la radiación de rayos X no está limitado a la radiación de pulsos.

(Octava realización)

65 A continuación se explica el sistema de terapia con partículas de una octava realización de la presente invención, haciendo referencia a la figura 12. La figura 12 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de la octava realización de la invención.

En la octava realización, la estructura compuesta por el dosímetro de rayos X dispersos 17 mostrado en la séptima realización y por el contador de integración de rayos X dispersos 18 que integra las señales que proceden del dosímetro 17 se sustituye por un simulador de rayos X dispersos 19 que genera como salida una señal que se envía a la parte de cómputo de substracción 16 que simula los rayos X dispersos medidos por parte del dosímetro 8.

En el aparato de control 400E del sistema de terapia con partículas de la octava realización, un sistema de control de dosis 408E ubicado dentro de un controlador de radiación 404E mide la dosis del haz de partículas substrayendo el valor integrado de la salida de las señales del simulador de rayos X dispersos 19 al valor integrado de la salida de las señales que proceden del dosímetro 8, tal y como se muestra en la figura 12.

Cuando se utiliza el simulador de rayos X dispersos 19, se emiten rayos X para la obtención de imágenes antes del tratamiento, y se mide la cantidad de rayos X dispersos en lo que se conoce como medición de fondo. Sobre la base del resultado de la medición de fondo, el simulador de rayos X dispersos 19 genera como salida una señal de simulación de los rayos X dispersos en relación de enclavamiento con la radiación de rayos X. Por ejemplo, el simulador de rayos X dispersos 19 genera como salida la señal de simulación que se envía a la parte de cómputo de substracción 16 únicamente durante el periodo de la radiación de rayos X.

La octava realización proporciona los mismos resultados que ofrece la séptima realización sin recurrir a la estructura constituida por el dosímetro de rayos X dispersos 17 y por el contador de integración de rayos X dispersos 18 para la medición de los rayos X dispersos.

(Novena realización)

Seguidamente, se explica a continuación el sistema de terapia con partículas de una novena realización de la presente invención, haciendo referencia a la figura 13. La figura 13 es un diagrama esquemático que muestra otras estructuras típicas de la boquilla de radiación, del dispositivo de formación de imágenes de rayos X y del aparato de control que constituyen el sistema de terapia con partículas de la novena realización de la invención.

La novena realización tiene una estructura en la que el simulador de rayos X dispersos explicado con respecto a la octava realización se incorpora en el sistema de control de dosis explicado con respecto a la primera realización.

Tal y como se muestra en la figura 13, el sistema de terapia con partículas de la novena realización tiene el contador de integración substracción 15 y el simulador de rayos X dispersos 19 conectados con la parte de cómputo de substracción 16 a través de un selector de entrada 20.

El selector de entrada 20 incluido en el sistema de control de dosis 408F del controlador de radiación 404F del aparato de control 400F de la novena realización selecciona la fuente de la señal que se ha de generar como salida que se envía a la parte de cómputo de substracción 16 de acuerdo con el estado de radiación del haz de partículas. Es decir, durante el periodo en el que se emite el haz de partículas, el selector de entrada 20 selecciona un valor integrado b2 procedente del simulador de rayos X dispersos 19 frente a un valor integrado b1 procedente del contador de integración substracción 15, siendo generado como salida el valor integrado b2 seleccionado como un valor de salida B que se envía a la parte de cómputo de substracción 16. Por otro lado, durante el periodo en el que se genera como salida la señal indicativa de que el dispositivo de dirección de alta velocidad 5 está excitado, es decir, durante el periodo en el que no se emite el haz de partículas, el selector de entrada 20 genera como salida el valor integrado b1 procedente del contador de integración substracción 15 que se envía a la parte de cómputo de substracción 16 como el valor de salida B. Y de la misma forma que con la primera realización, la parte de cómputo de substracción 16 lleva a cabo el proceso de cómputo de  $A - \alpha B$  y genera como salida el resultado del cálculo que se envía a la parte de determinación de finalización de dosis 14.

En la novena realización, la dosis del haz de partículas se mide como sigue: el valor integrado b1 procedente del contador de integración substracción 15 y el valor integrado b2 procedente del simulador de rayos X dispersos 19 se introducen en el selector de entrada 20. De acuerdo con el estado de radiación del haz de partículas, o el valor integrado b1 o el valor integrado b2 es generado como salida procedente del selector de entrada 20 como el valor de salida B, el cual se envía a la parte de cómputo de substracción 16. A su vez, la parte de cómputo de substracción 16 lleva a cabo el proceso de cómputo.

Según la novena realización, no es obligatorio separar el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X. Además, se puede simplificar el sistema de control, y hay poca prolongación del tiempo de tratamiento. Dado que los rayos X dispersos se miden por medio de la utilización del dosímetro 8, la precisión del control de la dosis en la novena realización es mayor que en la octava realización.

(Otras)

Se debe entender que la presente invención, cuando se realiza, no queda limitada a las realizaciones descritas con anterioridad, y que se pueden realizar diferentes modificaciones, variaciones y alternativas de la invención.

Por ejemplo, en la primera y en las otras realizaciones, el controlador de formación de imágenes de rayos X 405 del aparato de control 400 puede llevar a cabo un control al objeto de separar el periodo de tiempo de radiación de haz

de partículas con respecto al periodo de tiempo de radiación de rayos X, con independencia de que el controlador de radiación 404 lleve a cabo el proceso de cómputo de exclusión de la contribución de los rayos X dispersos con respecto al resultado de medición obtenido utilizando el dosímetro 8.

5 En la novena realización, el contador de integración substracción 15 se puede sustituir por la estructura compuesta por el dosímetro de rayos X dispersos 17 y por el contador de integración de rayos X dispersos 18 explicados en relación con la séptima realización. En este caso, durante el periodo en el que se emite el haz de partículas, el selector de entrada 20 selecciona el valor integrado procedente del simulador de rayos X dispersos 19 frente al valor integrado procedente del contador de integración de rayos X dispersos 18, siendo generado como salida el valor integrado seleccionado procedente del simulador de rayos X dispersos 19, el cual se envía a la parte de cómputo de substracción 16. Por otro lado, durante el periodo en el que no se emite el haz de partículas, el selector de entrada 20 está configurado para generar como salida el valor integrado procedente del contador de integración de rayos X dispersos 18, el cual se envía a la parte de cómputo de substracción 16.

15 Además, lo que se ha explicado con anterioridad es la estructura en la que los controladores del aparato de control 400 están conectados en paralelo entre sí, generando el aparato de control 400 como salida unas señales que se envían directamente a los controladores pertinentes. No obstante, esta estructura no es limitativa para el aparato de control. Como otro ejemplo, el controlador central se puede configurar para controlar los controladores individuales de forma integrada.

20	Descripción de los signos de referencia	
	1:	preacelerador
	2:	sincrotrón
	3:	imán curvador
25	4:	activador de RF
	5:	dispositivo de dirección de alta velocidad
	6:	sistema de transporte de haz de partículas
	7:	imán de exploración de escáner
	8:	dosímetro
30	9a, 9b:	generador de rayos X
	11a, 11b:	receptor de rayos X
	13, 13A:	contador de integración
	14:	parte de determinación de finalización de dosis
	15:	contador de integración substracción
35	16:	parte de cómputo de substracción (parte de substracción)
	17:	dosímetro de rayos X dispersos (segundo dosímetro)
	18:	contador de integración de rayos X dispersos
	19:	simulador de rayos X dispersos
	20:	selector
40	100, 100G, 100H:	sistema de terapia con partículas
	101:	generador de haz de partículas
	102:	boquilla de radiación
	103:	dispositivo de formación de imágenes de rayos X
	104:	camilla (cama)
45	105:	sala de tratamiento
	400, 400A, 400D, 400E, 400F, 400G, 400H:	aparato de control
	401, 401G, 401H:	controlador central
	402:	controlador del acelerador
	403:	controlador del sistema de transporte de haz
50	404, 404A, 404D, 404E, 404F:	controlador de radiación
	405:	controlador de formación de imágenes de rayos X
	406:	controlador de camilla
	407:	controlador de la mesa pórtico
	408, 408A, 408D, 408E, 408F:	sistema de control de dosis
55	409:	parte de almacenamiento

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de terapia con partículas que comprende:

5 un generador de haz de partículas (101) para la generación de un haz de partículas;  
 una boquilla de radiación (102) dispuesta en una sala de tratamiento que radia un objetivo con el haz de  
 partículas, teniendo la boquilla de radiación (102) un dosímetro (8) dispuesto en una posición que es  
 atravesada por el haz de partículas;  
 un sistema de transporte de haz de partículas (6) para comunicar el generador de haz de partículas (101) con  
 10 la boquilla de radiación (102); y  
 un dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103) dispuesto en la sala de tratamiento y que obtiene  
 imágenes de la posición del objetivo por medio de la radiación con rayos X; caracterizado por  
 un aparato de control (400) configurado para llevar a cabo un control con el cual el resultado de la medición  
 15 de los rayos X dispersos que resultan del dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103) se excluye  
 del resultado de la medición que se obtiene utilizando el dosímetro (8).

2. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1,  
 en el que el aparato de control (400) excluye el resultado de la medición de los rayos X dispersos substrayendo el  
 20 resultado de la medición de los rayos X dispersos al resultado de la medición que se obtiene utilizando el dosímetro  
 (8).

3. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 2, dividiendo el sistema de terapia con partículas el  
 objetivo en una pluralidad de regiones de radiación, constituyendo cada una un punto, y radiando cada punto con el  
 haz de partículas;  
 25 en el que el aparato de control (400) detiene la radiación de haz de partículas antes de la radiación de rayos X que  
 lleva a cabo el dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103), y reanuda la radiación de haz de partículas  
 tras la finalización de la radiación de rayos X por parte del dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103),  
 excluyendo el aparato de control (400) el resultado de la medición de los rayos X dispersos que resultan del  
 dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103) al substraer de un valor integrado de la salida de las señales  
 30 que proceden del dosímetro (8) un valor integrado de la salida de las señales que proceden del dosímetro (8)  
 durante el periodo en el que el haz de partículas está detenido.

4. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 3,  
 en el que el aparato de control (400) incluye:  
 35 un controlador de radiación (404) para llevar a cabo un control al objeto de detener la radiación de haz de  
 partículas antes de la radiación de rayos X y de reanudar la radiación de haz de partículas tras la finalización  
 de la radiación de rayos X;  
 un contador de integración (13) para la integración de la salida de las señales que proceden del dosímetro  
 40 (8);  
 un contador de integración substracción (15) para la integración de la salida de las señales que proceden del  
 dosímetro (8) mientras la radiación de haz de partículas está detenida;  
 una parte de substracción para substraer el valor integrado del contador de integración substracción (15) al  
 valor integrado del contador de integración (13); y  
 45 una parte de determinación de finalización de dosis (14) para la determinación de si se ha emitido una dosis  
 prevista a partir del resultado del cálculo realizado por la parte de substracción.

5. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 4,  
 en el que el aparato de control (400) incluye además un controlador de formación de imágenes de rayos X (405)  
 50 para la generación de una salida que se envía al controlador de radiación (404) después de que la radiación de  
 rayos X haya finalizado y hasta antes de que se reanude un periodo de tiempo predeterminado de radiación de  
 rayos X; y  
 en el que, cuando se interrumpe la señal procedente del controlador de formación de imágenes de rayos X (405), el  
 controlador de radiación (404) lleva a cabo un control al objeto de detener la actualización de la posición del punto  
 55 actual con la posición del siguiente punto, siendo radiada la posición del punto actual con el haz de partículas  
 mientras la señal se esté recibiendo.

6. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 4,  
 en el que el aparato de control (400) incluye además un controlador de formación de imágenes de rayos X (405)  
 60 para la generación de una salida que se envía al controlador de radiación (404) después de que la radiación de  
 rayos X haya finalizado y hasta que se reanude la radiación de rayos X; y  
 en el que, cuando se interrumpe la señal procedente del controlador de formación de imágenes de rayos X (405), el  
 controlador de radiación (404) lleva a cabo un control de forma inmediata al objeto de detener la radiación de haz de  
 65 partículas.

7. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 3,

- 5 en el que el aparato de control (400) calcula un tiempo estimado requerido para radiar un punto con el haz de partículas con anterioridad a la radiación de haz de partículas, determina en función del tiempo estimado si ha finalizado la radiación del punto antes de la radiación de rayos X que lleva a cabo el dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103), y lleva a cabo un control al objeto de radiar el siguiente punto si se determina que la radiación del punto actual ha de haber finalizado, y al objeto de no radiar el siguiente punto si se determina que la radiación del punto actual no ha de haber finalizado.
- 10 8. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 3, en el que, cuando se radia un punto con el haz de partículas, el aparato de control (400) mide el periodo de tiempo que ha transcurrido desde el comienzo de la radiación de haz de partículas, determina si el periodo de tiempo de medición excede un periodo de tiempo de determinación predeterminado, y controla el generador de haz de partículas (101) para aumentar la cantidad de carga del haz de partículas si se determina que el periodo de tiempo de medición ha de haber excedido el periodo de tiempo de determinación.
- 15 9. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 1, en el que el aparato de control (400) excluye el resultado de la medición de los rayos X dispersos por medio de la realización de un control al objeto de separar por orden cronológico el periodo de tiempo de radiación de haz de partículas con respecto al periodo de tiempo de la radiación de rayos X que lleva a cabo el dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103).
- 20 10. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 9, en el que el aparato de control (400) integra las señales procedentes del dosímetro (8) únicamente durante el periodo de tiempo en el que se emite el haz de partículas.
- 25 11. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 2, que comprende además un segundo dosímetro (17) dispuesto en una posición diferente de la posición que es atravesada por el haz de partículas; en el que el aparato de control (400) excluye el resultado de la medición de los rayos X dispersos substrayendo un valor integrado de la salida de las señales que proceden del segundo dosímetro (17) a un valor integrado de la salida de las señales que proceden del dosímetro (8).
- 30 12. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 11, en el que el aparato de control (400) incluye:
- 35 un contador de integración (13) para la integración de las señales que proceden del dosímetro (8);  
un contador de integración substracción para la integración de las señales que proceden del segundo dosímetro (17);  
una parte de substracción para substraer el valor integrado del contador de integración substracción al valor integrado del contador de integración (13); y  
40 una parte de determinación de finalización de dosis (14) para la determinación de si se ha emitido una dosis prevista a partir del resultado del cálculo realizado por la parte de substracción.
- 45 13. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 2, en el que el aparato de control (400) excluye el resultado de la medición de los rayos X dispersos substrayendo de un valor integrado de la salida de las señales que proceden del dosímetro (8) un valor integrado de los valores de una señal simulada representativa de los rayos X dispersos del dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103) que son medidos por el dosímetro (8).
- 50 14. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 13, en el que el aparato de control (400) incluye:
- 55 un contador de integración para la integración de las señales que proceden del dosímetro (8);  
un simulador de rayos X (19) para la generación como salida del valor integrado de los valores de una señal simulada representativa de los rayos X dispersos del dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103) que son medidos por el dosímetro (8), durante el periodo de tiempo en el que los rayos X se emiten desde el dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103); y  
una parte de substracción para substraer el valor integrado que sale del simulador de rayos X (19) al valor integrado que sale del contador de integración.
- 60 15. El sistema de terapia con partículas según la reivindicación 2, en el que el aparato de control (400) incluye:
- 65 un contador de integración (13) para la integración de las señales que proceden del dosímetro (8);  
un contador de integración substracción (15) para la integración de las señales que proceden del dosímetro (8) mientras la radiación de haz de partículas está detenida;  
un simulador de rayos X (19) para la generación como salida de un valor integrado de los valores de una señal simulada representativa de los rayos X dispersos del dispositivo de formación de imágenes de rayos X

- 5 (103) que son medidos por el dosímetro (8), cuando los rayos X son emitidos desde el dispositivo de formación de imágenes de rayos X (103);  
un selector de entrada para la introducción del valor integrado del contador de integración sustracción (15) y del valor integrado del simulador de rayos X (19), que genera como salida el valor integrado del simulador de rayos X (19) cuando se emite el haz de partículas, y que genera como salida el valor integrado del contador de integración sustracción (15) cuando no se emite el haz de partículas; y  
una parte de sustracción para sustraer el valor integrado que sale del selector de entrada al valor integrado que sale del contador de integración.

Fig.1

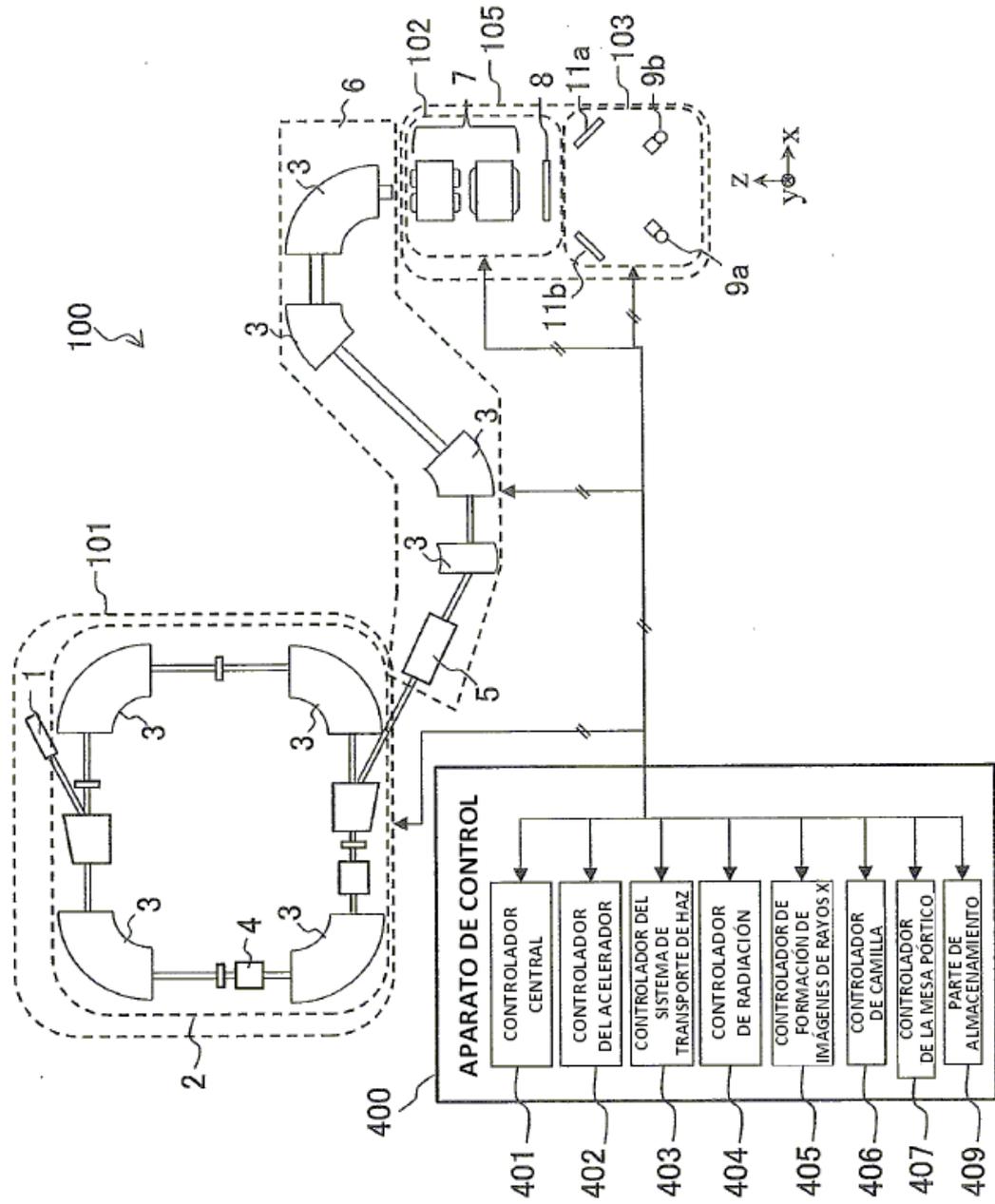


Fig.2

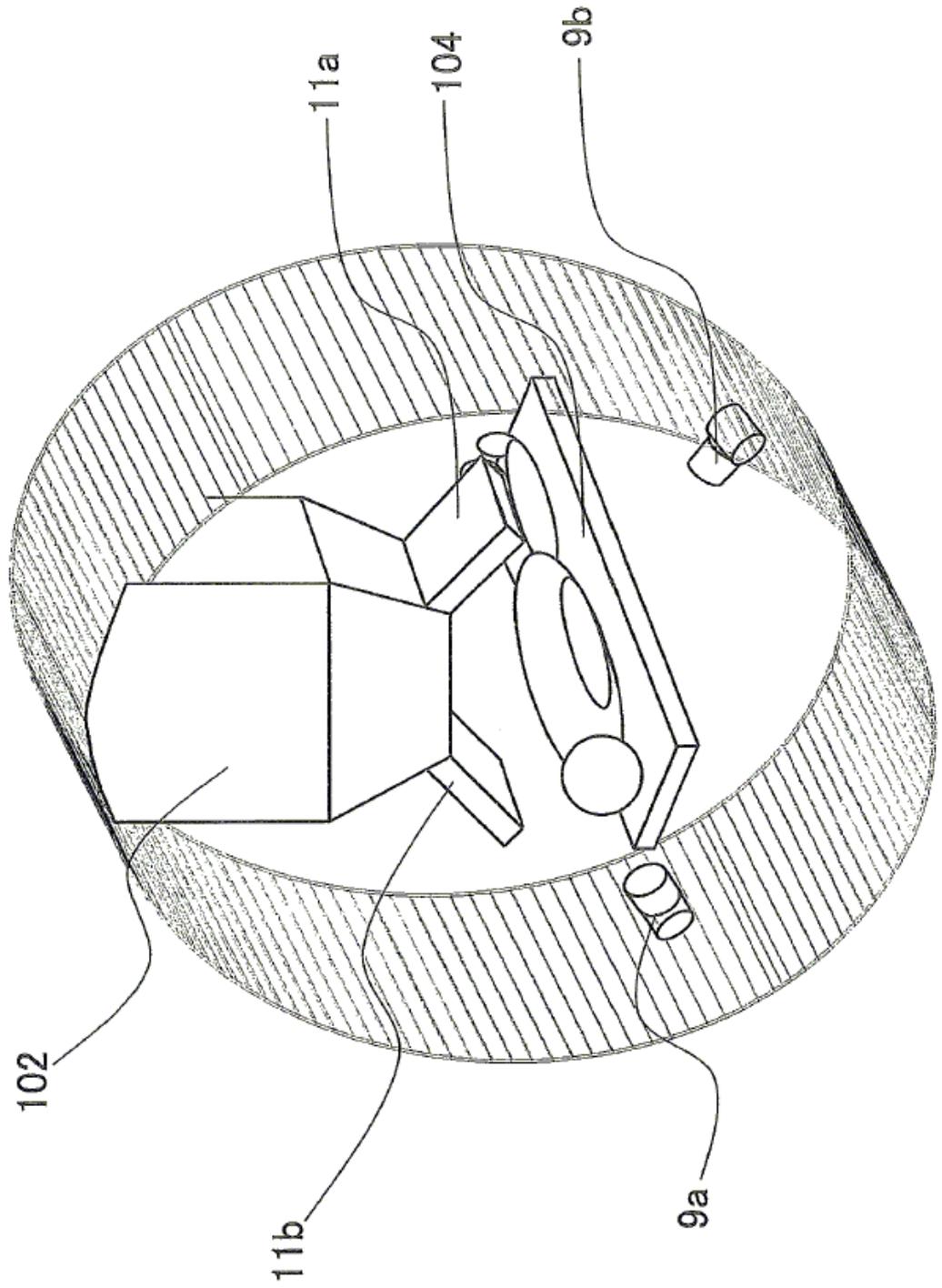
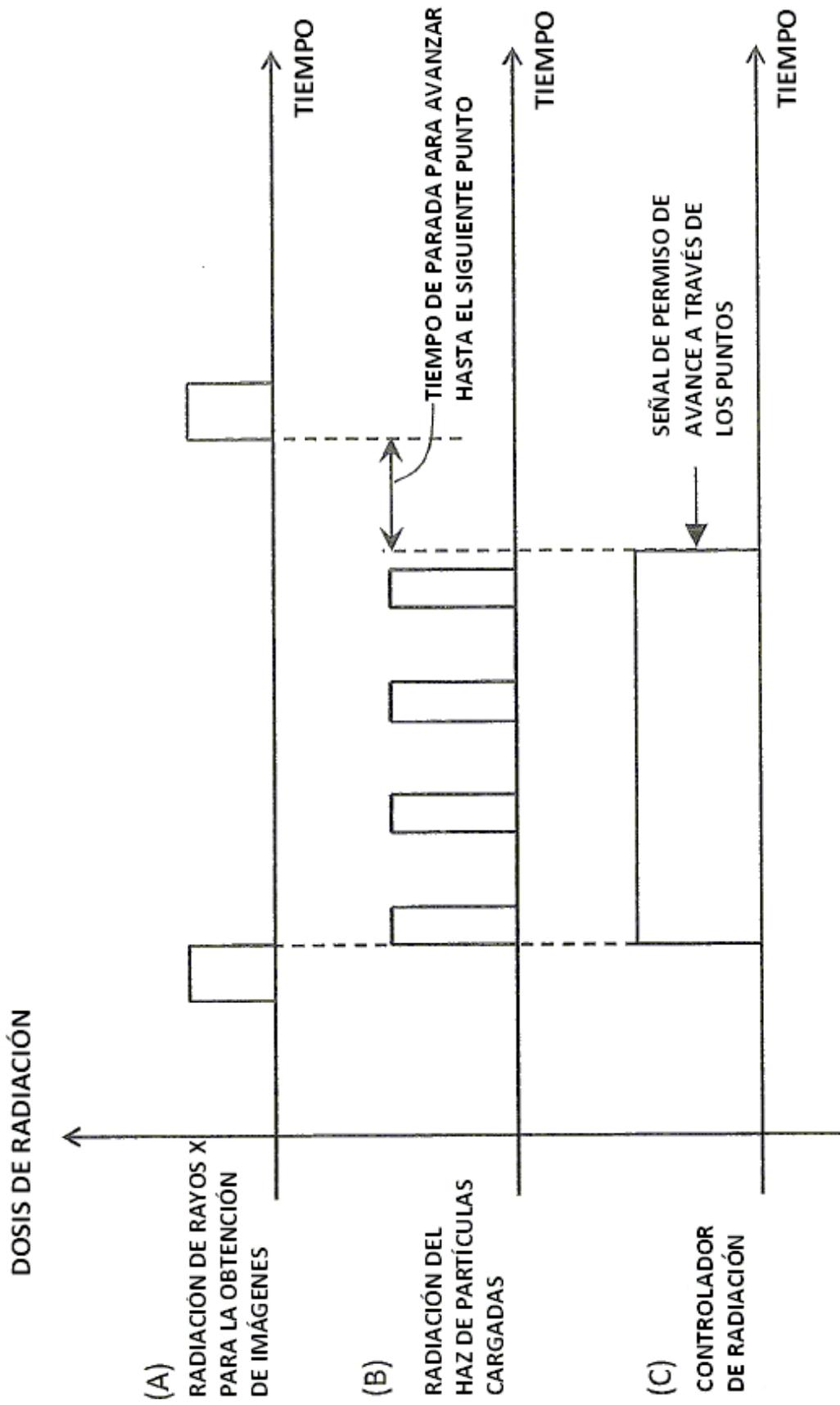


Fig.3



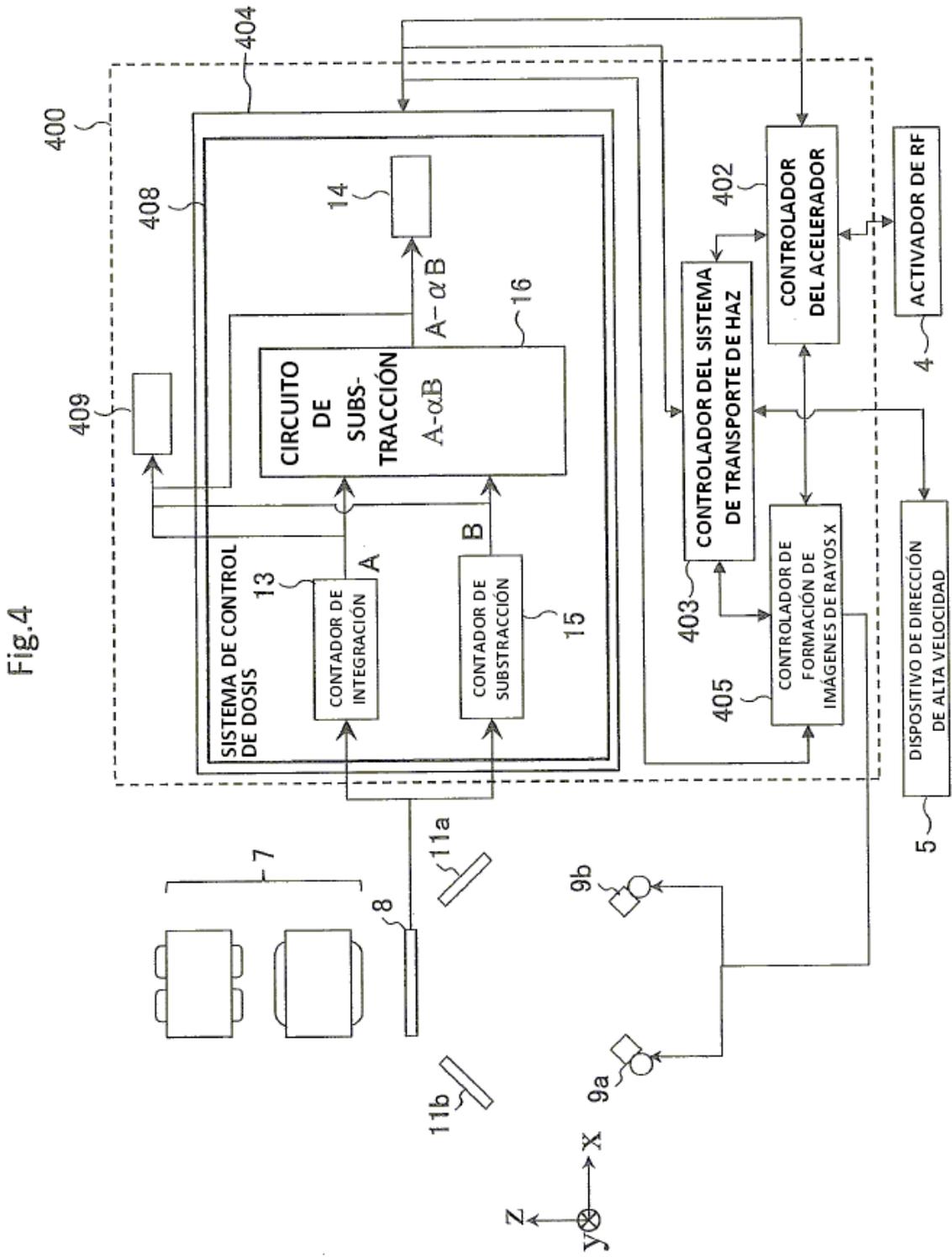


Fig.5

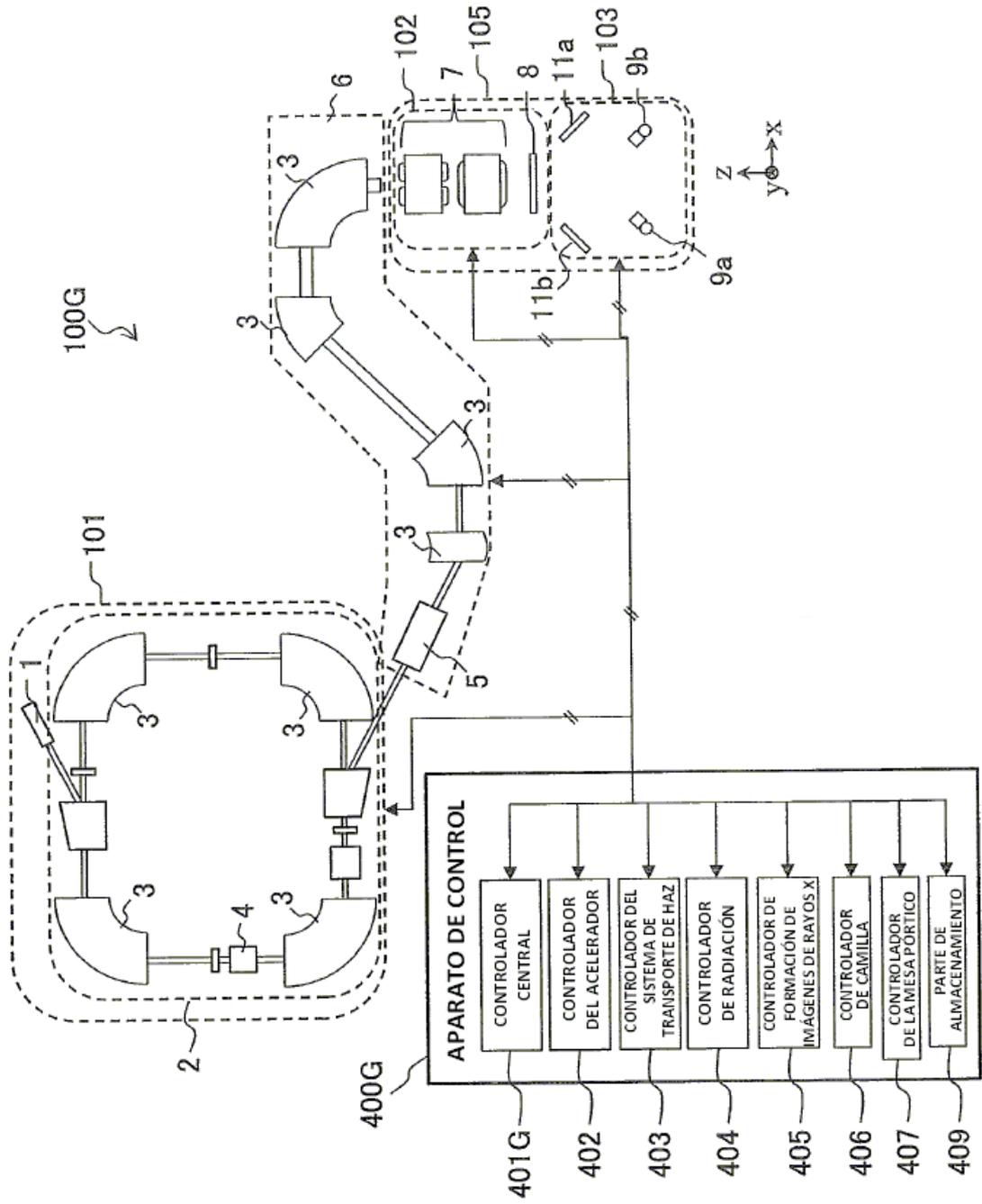


Fig.6

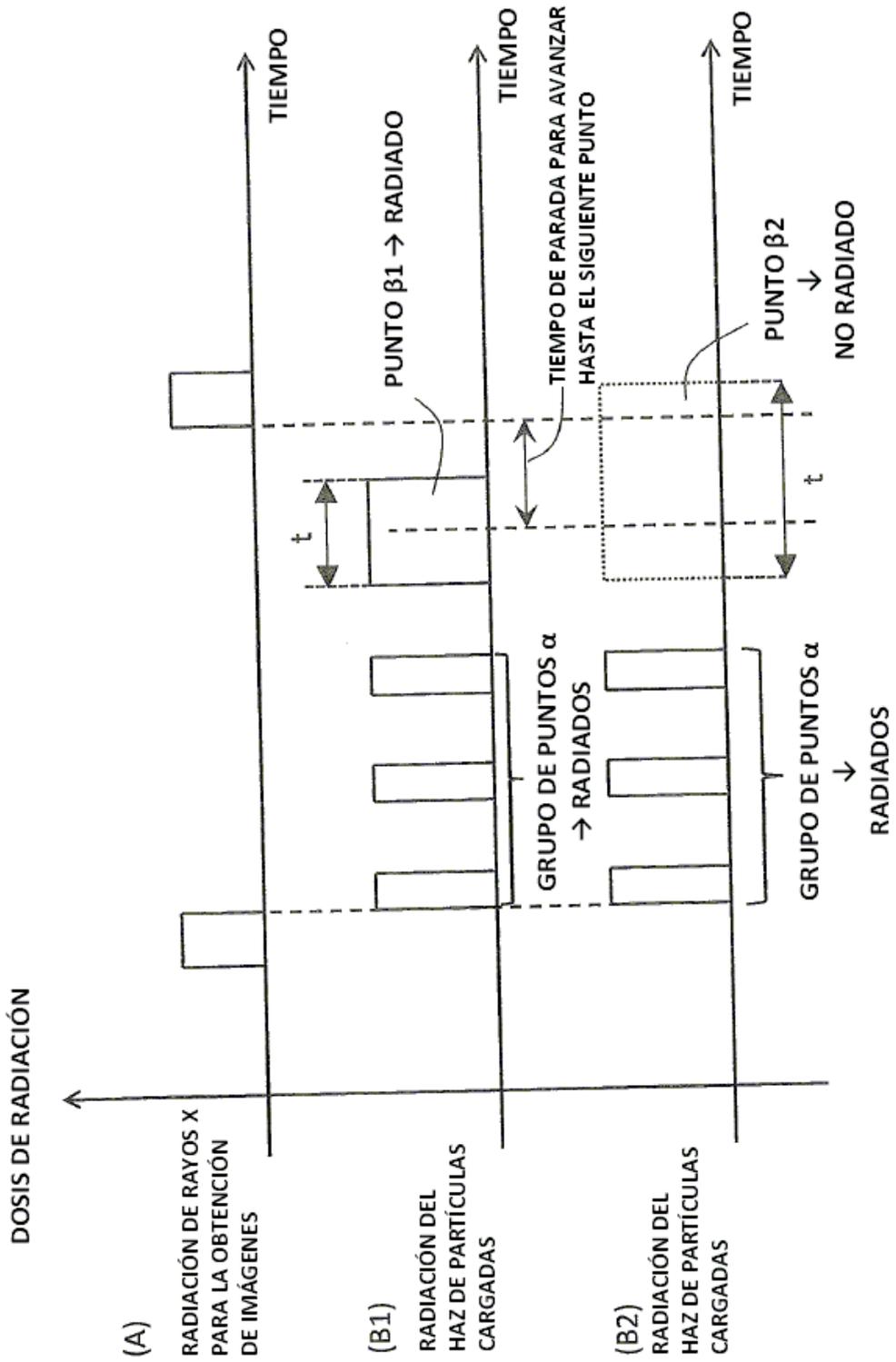


Fig.7

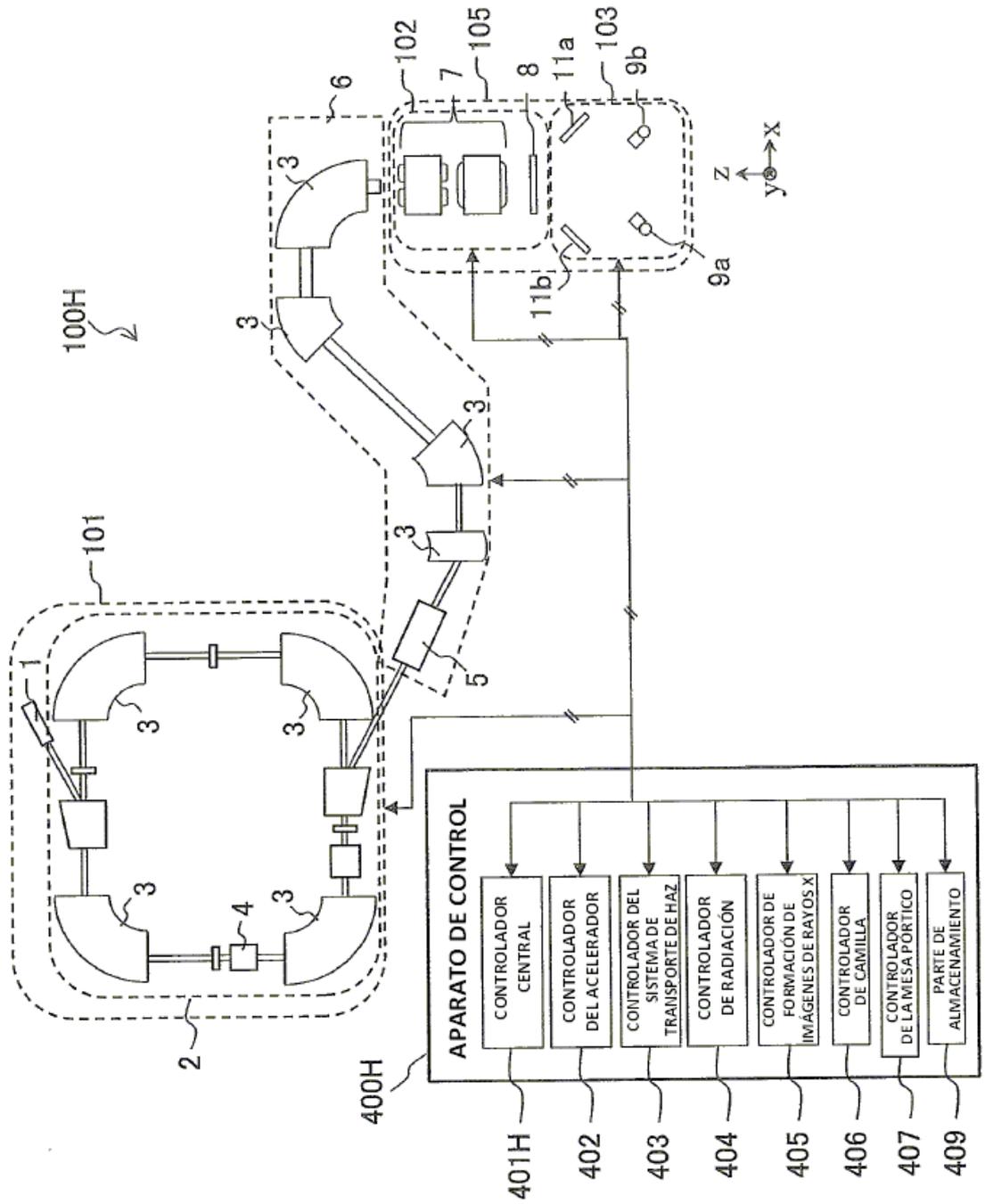


Fig.8

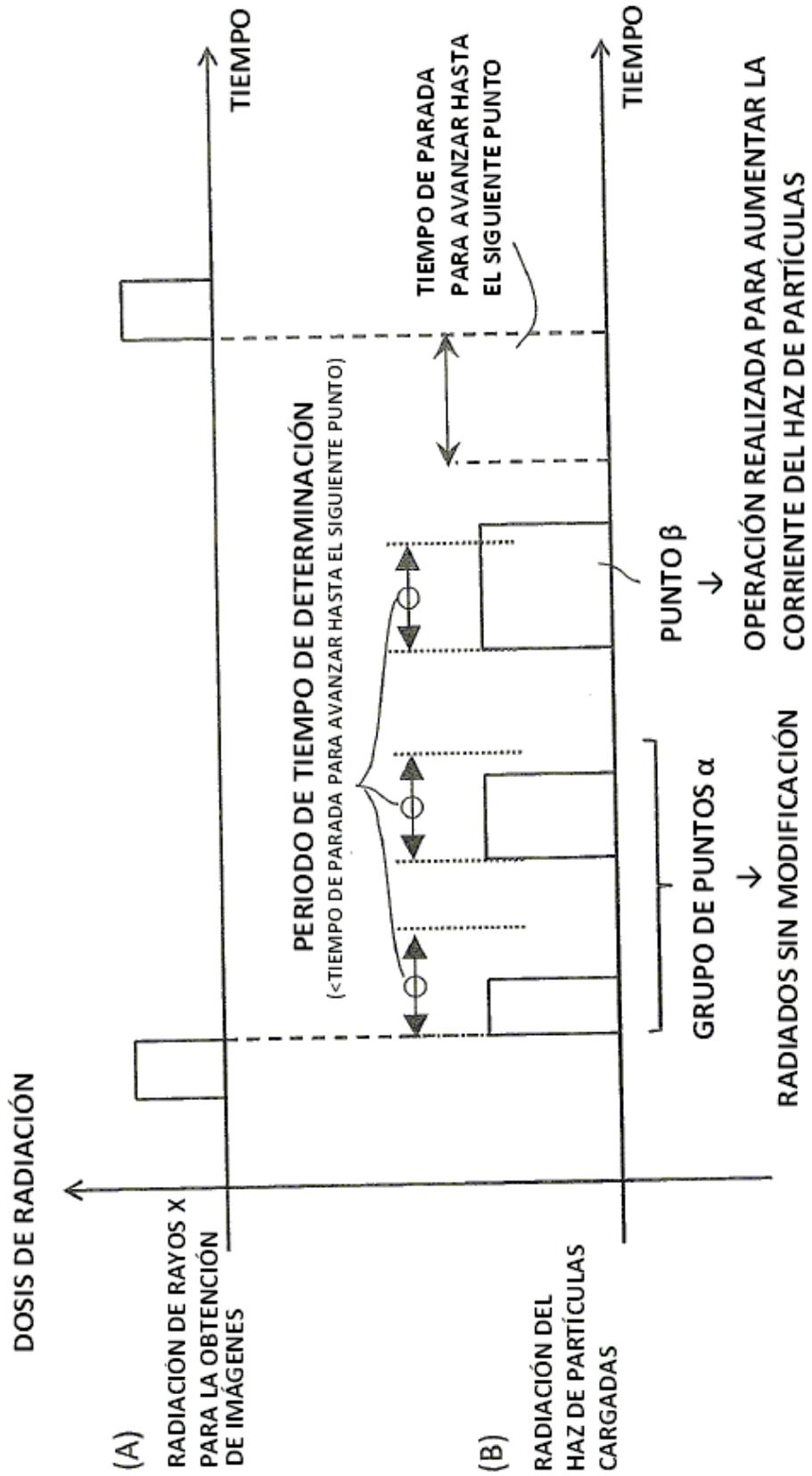




Fig.10

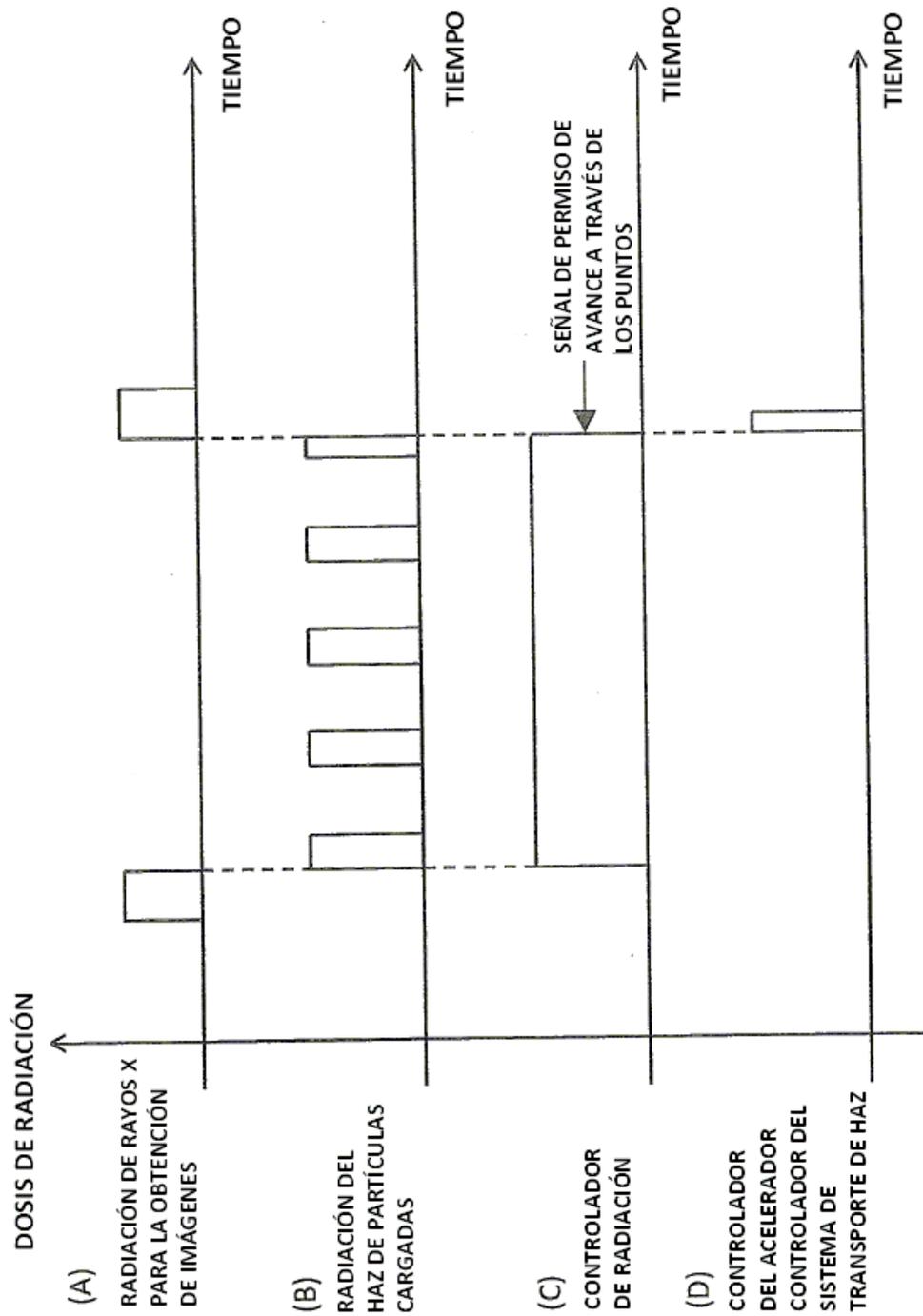




Fig.12

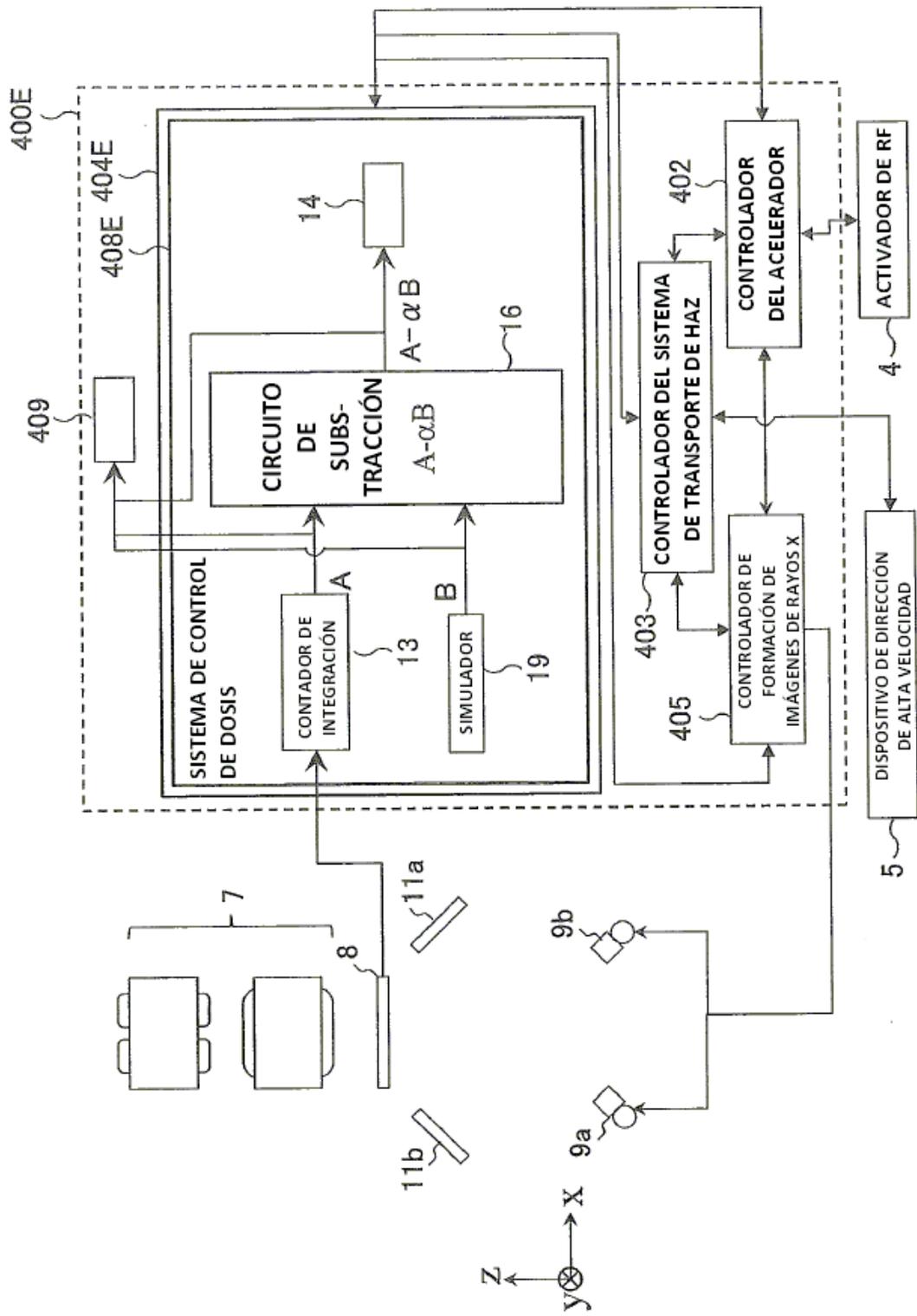


Fig.13

