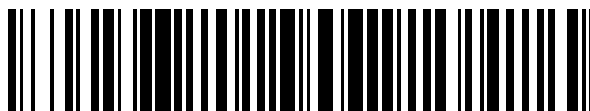


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 589 808**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.03.2013 PCT/EP2013/056732**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.10.2013 WO13149945**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.03.2013 E 13714898 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.05.2016 EP 2833970**

54 Título: **Sistema para suministrar una terapia de protones por medio de la exploración por haz en lápiz de un volumen predeterminado dentro de un paciente**

30 Prioridad:

03.04.2012 EP 12163004

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

16.11.2016

73 Titular/es:

**PAUL SCHERRER INSTITUT (100.0%)
5232 Villigen PSI, CH**

72 Inventor/es:

**BULA, CHRISTIAN;
MEER, DAVID y
PEDRONI, EROS**

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 589 808 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 para suministrar una terapia de protones por medio de la exploración por haz en lápiz de un volumen predeterminado dentro de un paciente.

5 La presente invención se refiere a un sistema para el suministro de una terapia de protones por medio de la exploración por haz en lápiz de un volumen predeterminado dentro de un paciente.

10 Esta invención se refiere a un sistema para suministrar una terapia de protones (o terapia de iones) por medio de la exploración por haz en lápiz como se da a conocer en la patente europea EP 1 584 353A1. Debido a la gama finita de partículas cargadas y al aumento de la dosis al final del rango de protones que dan lugar al llamado pico de Bragg, la terapia de protones permite entregar más dosis en el volumen objetivo sin dañar los tejidos sanos circundantes. Esta es la base del uso de la terapia de protones para lograr resultados superiores en comparación con la terapia convencional con fotones y electrones.

15 El procedimiento más tradicional establecido para el suministro de la dosis en la terapia de protones es por dispersión. El haz de protones se dispersa con el material en el haz delante del paciente, de manera que se consigue una fluencia de protones uniforme en el ángulo sólido que abarca el objetivo. La dosis está formada lateralmente con colimadores. Una rueda de giro de espesor variable modifica la gama de protones como una función del tiempo así como para producir un pico de Bragg extendido fijo (SOBP). Esto proporciona una distribución uniforme de la dosis en profundidad. La distribución de la dosis puede ser además formada aún con compensadores para coincidir con el aspecto distal del objetivo.

20 Un método alternativo como se describe en la solicitud de patente europea EP 1 584 353 A1 es entregar la terapia de protones por la exploración por haz en lápiz. El haz es suministrado en el paciente como la suma de pequeños haces en lápiz físicos. La distribución de dosis está formada en la dirección lateral por escaneo del haz por la refracción magnética que usa los denominados imanes de barrido en la línea del haz aguas arriba del paciente. La formación de la dosis en profundidad se puede conseguir mediante el cambio de la energía con la línea de haz, la solución considerada en este contexto. La pintura de la dosis lateral se aplica con una energía fija. El procedimiento se repite entonces durante varias energías. Las "capas de energía" resultantes se entregan con fluencias de protones laterales de formas diferentes. De esta manera la distribución de dosis se puede adaptar exactamente para coincidir con la forma del objetivo en las tres dimensiones (conformación de dosis tridimensional).

25 El documento EP-A-2005993 da a conocer un sistema de irradiación de partículas cargadas similar que comprende un método de corrección del posicionamiento del haz basado en la información del haz sobre el ciclo de extracción inmediatamente anterior.

30 Actualmente, la exploración por haz en lápiz se considera un enfoque más preciso y moderno a la terapia de protones que la dispersión. De hecho hoy en día está más o menos aceptado que la exploración es un desarrollo necesario en la terapia de protones para competir con los últimos avances en terapia convencional con fotones, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la tomoterapia. Un buen ejemplo de la flexibilidad superior de la exploración es el desarrollo de la terapia de protones de intensidad modulada (IMPT) en el Instituto Paul Scherrer IPS en CH-5232 Villigen Suiza. El IPS ha sido pionero en la introducción de la exploración por haz en lápiz en los años 90. Se hace referencia aquí al gantry 1 del IPS, que desde hace más de una década ha sido el único sistema en el mundo en el tratamiento de pacientes con exploración por haz en lápiz en un gantry.

35 Hoy en día, existente la necesidad de desarrollar métodos de exploración rápidos para hacer frente a los problemas de movimiento del órgano. De importancia particular para la presente invención es el desarrollo de nuevos métodos de exploración, con miras a una velocidad muy alta de exploración. Una cierta desventaja de la exploración por haz en lápiz es la alta sensibilidad de este método al movimiento del órgano. Si el tumor se mueve durante el suministro de la dosis de pintura tridimensional, la homogeneidad de la dosis dentro del objetivo puede ser dañada sustancialmente.

40 Una posible solución a este problema es utilizar una exploración muy rápida. Con la dosis de pintura muy rápida los patrones de interferencia del movimiento del objetivo con el movimiento del haz se pueden extender sobre un área mayor del objetivo (volumen) y los errores en la dosis quedan suavizados. Si el objetivo está repintado muchas veces los errores en la dosis se reducen aún más por los promedios estadísticos.

45 Por lo tanto está presente la necesidad de usar cambios de energía muy rápidos para proporcionar el repintado volumétrico. La exploración rápida debe aplicarse no sólo dentro de una única capa de energía, sino también en profundidad para proporcionar también repintar en gama (repintado volumétrico). Esta es la razón para pretender cambios de energía muy rápidos. Los sistemas de exploración capaces de suministrar repintado volumétrico sustancial todavía no están disponibles en el mercado. Por lo tanto, la presente invención está en particular dirigida a sistemas de exploración que proporcionan cambios muy rápidos de la energía del haz aplicada con la línea del haz

(el sistema de transporte del haz). El principal problema encontrado en el uso de un sistema con cambios de energía rápidos de la línea de haz, es la aparición de errores sistemáticos debido a la magnetización y los efectos de corriente inducida que afectan dinámicamente a la posición del haz de exploración, que estropea la calidad de la distribución de la dosis. Los errores de posición observados decaen parcialmente como una función del tiempo y dependen fuertemente de la historia y el ritmo de los cambios de energía.

El sistema Gantry 2 en el IPS

Un único primer prototipo gantry capaz de suministrar la terapia de protones con cambios de energía muy rápidos (más rápido según al menos una orden de magnitud que todos los sistemas actualmente conocidos en todo el mundo) se ha construido en el IPS para explorar el suministro por la exploración por haz en lápiz de repintado altamente volumétrico. Este sistema se pone en servicio actualmente en el respectivo instituto IPS.

Aquí, se ha iniciado el desarrollo de una exploración volumétrica rápida, porque este método es, posiblemente, de crucial importancia para el suministro de dosis de protón mediante exploración por haz en lápiz también para los tumores en movimiento, como para los tumores de pulmón e hígado y otros objetivos en el tronco y el abdomen. Hasta ahora los haces de exploración se han aplicado sólo a tumores estáticas.

Especificaciones técnicas del sistema de exploración del Gantry 2

La velocidad de exploración en la dirección lateral corresponde a 0,5 cm/ms en la dirección U (plano dispersivo de la línea de haz del Gantry) y 2 cm/ms en la dirección T (transversal). Con esa finalidad, dos imanes de barrido (U y T) se colocan antes de la última curvatura de 90° de la línea del haz en dirección al paciente. Los cambios de energía se realizan con un degradador y cambiando la configuración de toda la línea de luz que trae el haz del acelerador al paciente a través del gantry en el área de tratamiento correspondiente. Los cambios de energía se realizan con un degradador y cambiando la configuración de toda la línea de haz que trae el haz del acelerador al paciente a través del gantry en el área de tratamiento correspondiente.

La gama de protones se puede cambiar por un tamaño de paso típico de 5 mm en el agua dentro de 80 milisegundos, que es en su tipo un récord mundial. La experiencia de utilizar un sistema de este tipo es por lo tanto única. Los problemas de estabilidad del haz observados con el Gantry 2 y descritos en esta aplicación no se han citado en la literatura científica de antemano y probablemente aún no son conocidos por la experiencia fuera del equipo del IPS (pero los problemas con las corrientes inducidas y los efectos de magnetización que se han encontrado en esta alta velocidad de exploración no son una sorpresa). El sistema Gantry 2 soporta también el uso de la modulación dinámica de la intensidad del haz en la escala de tiempo de 100 microsegundos (placa deflectora después de la fuente de iones del ciclotrón). Esta característica es de alguna relevancia para proporcionar una buena reproducibilidad de las características de tiempo de las secuencias del escáner.

Sintonización del haz

La energía del haz generalmente se cambia con el apagado del haz. Los cambios de energía se aplican simultáneamente a todos los elementos de la línea del haz. Los valores de corriente eléctrica de las fuentes de energía de los distintos imanes de la línea de haz se envían en una sola orden desde el sistema de control del escáner (sistema de control de terapia - TCS) al sistema de control de la máquina de toda la instalación (sistema de control de la máquina - MCS). Los datos se obtienen de las tablas de datos precalculadas (archivos de datos de sintonización del haz). Todos los elementos magnéticos de la línea de haz (dipolos y cuadrupolos) se laminan para adaptarse rápidamente a la nueva configuración de la nueva energía del haz nominal. El cambio de la configuración de dispositivos mecánicos (excepto el degradador que es rápido) se evita con el fin de lograr una velocidad muy alta. Cuando la línea del haz está lista, se envía una señal de listo al TCS y el haz de protones se puede encender de nuevo y usarlo.

Cuando se aplica la configuración de los archivos de sintonización, se espera que el haz sea recibido en la posición correcta en cualquier caso. Los archivos de sintonización del haz son "datos congelados", que se supone que son utilizados sin ninguna modificación (es decir, sin aplicar ninguna nueva sintonización de la línea del haz).

Cuando se trabaja con cambios muy rápidos de la energía del haz en algún momento uno se enfrenta inevitablemente con errores en la posición y en el alcance de los haces en lápiz, que se deben a la magnetización no controlada y a los efectos de la corriente inducida de los imanes deflectores de la línea del haz. La experiencia con el prototipo de Gantry 2 ha demostrado que un enfoque de la exploración muy rápido es factible en principio, pero que en la práctica sufre de los errores sistemáticos relevantes de la posición del haz producida por deriva del haz de hasta 3 mm, que no son aceptables médicamente. Estos errores se deben a la magnetización dinámica y a los efectos de la corriente inducida en los imanes. Ellos representan un último problema importante para alcanzar una velocidad muy alta de exploración.

El equipo del IPS ha aprendido con el prototipo de Gantry 2 que estos errores son muy difíciles de predecir y modelar. La presente experiencia indica, sin embargo, que los errores de magnetización son asombrosamente bien reproducidos, cuando la secuencia del escáner dada se repite exactamente (comportamiento reproducible de los campos de dosis).

5 Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema y un método para mejorar la calidad del suministro del haz en un sistema de terapia de protones mediante exploración por haz de lápiz de un volumen predeterminable dentro de un paciente que minimiza el alcance de los posibles errores de posición del haz a una medida médicamente aceptable.

10 Este objetivo se consigue según la presente invención por medio de las características indicadas en las reivindicaciones 1 y 4 respectivamente.

Realizaciones preferentes de la presente invención se dan en las reivindicaciones dependientes.

15 Por lo tanto, la presente invención ofrece ventajosamente varias opciones para el tipo de correcciones que se explican en detalle a continuación. Se elige una combinación de un mecanismo de corrección más genérico y un mecanismo de corrección más relacionado con el paciente que podría ser enriquecido por un mecanismo autodidáctico. Por consiguiente, la presente invención consigue la máxima precisión inherente del escáner, sin tener un conocimiento final preciso sobre cómo reacciona el sistema en todas las circunstancias. Por lo tanto, el sistema y el procedimiento hacer frente a los efectos restrictivos sistemáticos, como las corrientes inducidas y los errores de magnetización en los imanes de la línea del haz. En particular, el uso autodidáctico del suministro del haz hace frente a errores remanentes, que se vuelven a producir, pero que son extremadamente difíciles de predecir. Se ha logrado el objetivo de aumentar la flexibilidad del sistema y del procedimiento para trabajar esencialmente con cualquier modelo de suministro de escáner.

20 En beneficio de una mejora directa de la precisión de la posición, los datos de corrección de posición del haz pueden ser introducidos en el conjunto de datos de conducción del haz, introducidos automáticamente después de ejecutar un conjunto de datos de irradiación de prueba de terapia independiente. Por lo tanto, esta característica permite realizar un conjunto genérico de datos de corrección dinámica que se puede incorporar en cada conjunto de datos de conducción.

25 Si el conjunto de datos de irradiación la prueba de terapia-independiente se compone de todo cambio significativo en las variaciones de posición del haz y de energía del haz y/o cambio gradual (rampings), entonces surge la oportunidad de proporcionar diferentes conjuntos genéricos de datos de corrección dinámica que se establecen en forma de funciones dependiendo de los cambios de energía y/o el gradiente del cambio de energía y/o la posición del haz previsto y/o la historia del suministro de haz.

Como se ve a partir de los resultados experimentales, la lógica de corrección utiliza un modelo de corrección para corregir los errores de posición del haz que disminuye como una función del tiempo después de producirse un cambio de la energía de protones.

35 El enfoque autodidáctico del sistema y el procedimiento se pueden lograr cuando la lógica de corrección comprende un software automatizado para realimentar los datos de corrección de posición del haz derivados de los datos de comparación registrados a partir de una prueba de irradiación específica del paciente para la verificación de un conjunto de datos de conducción del haz específica del paciente en una nueva versión mejorada del conjunto de datos de conducción del haz de la irradiación específica del paciente, que es entonces calificado para ser utilizados para el tratamiento del paciente en al menos una, preferiblemente todas, las irradiaciones posteriores.

40 Con el fin de mejorar más la precisión de la fidelidad de posición del haz, puede ser integrado en una mesa del paciente un detector sensible a la segunda posición, que preferiblemente está dispuesto en el isocentro de las geometrías del haz de protones.

La presente invención se explica con más detalle en los dibujos adjuntos que representan:

45 La figura 1 es una vista esquemática de los componentes clave de una línea de suministro de haz;

La figura 2 es una vista esquemática de la relación de la posición del haz medida en la boquilla a la posición del haz en el tumor en el isocentro;

La figura 3 es una exploración de una esfera de 8 cm de diámetro –un solo pintado –con cambio gradual de energía adecuada; los errores de posición se representan en el isocentro en la representación gráfica de dirección U como

una función del número de representaciones graficas en el que la exploración se realizó sin genérico y sin correcciones específicas de la exploración;

La figura 4 es una exploración como la mostrada en la Figura 3, pero la exploración se realizó con genérico pero sin correcciones específicas de la exploración;

- 5 La figura 5 es una exploración como se muestra en la Figura 3, pero la exploración se realizó con correcciones genéricas y específicas de la exploración;

10 La figura 6 es una exploración de una esfera de 8 cm de diámetro; la Layer Iso repintó 5 veces sin cambio gradual adecuado; los errores de posición U en el isocentro y la energía nominal de la representación gráfica del haz se representan como una función del tiempo, la exploración se realizó con genérico pero sin correcciones específicas de la exploración;

La figura 7 es una exploración como se muestra en la Figura 6, pero con correcciones específicas de la exploración;

La figura 8 es una exploración como se muestra en la Figura 7, pero con 5 veces una pausa extra de 10 segundos después del primer intento que sigue a un cambio de dirección de la energía de la exploración (arriba-abajo <-> abajo-arriba); y

- 15 La figura 9 en una correlación 1: 1 de los desplazamientos de posición del haz medidos en el isocentro y en la boquilla, después de aplicar las correcciones del método de enseñanza para el caso mostrado en la Figura 5; los desplazamientos de posición se encuentran dentro de los límites dados por la precisión idéntica de la medición.

20 Con el objetivo de ilustrar los componentes para el suministro del haz de protones, se muestra esquemáticamente en la Fig.1 una denominada línea de haz BL utilizada para la aplicación del haz de protones B al volumen objetivo dentro de un paciente, en adición a la figura 1 la figura 2 muestra los componentes necesarios para la presente invención. Esta línea de haz BL comprende un sistema de tres dipolos A1, A2, A3 y siete cuadrupolos Q1 a Q7. Otros elementos son imanes de conducción Sx/y (algunos de estos elementos están integrados como bobinados separadas en el sextupolo H), ranuras opcionales o colimadores fijos K, elementos de diagnóstico del haz M y bombas de vacío P. Los principales elementos dinámicos para la exploración son los dos imanes de barrido WU y WT y un corrector cuadrupolo dinámico QC.

25 Los cálculos de la óptica del haz se realizaron para una energía del haz nominal de 230 MeV (otras energías se obtienen por el escalonado de la corriente eléctrica en los elementos magnéticos de la línea del haz BL según el impulso del haz B). El radio deflector aplicado al haz B se elige en 1,5 m. El campo nominal es $B = 1,5$ tesla. El desplazamiento paralelo radial de la línea del haz BL desde el eje de rotación RA es de aproximadamente 3,2 m. La distancia del límite del campo de salida de los 90° del imán deflector A3 al isocentro (donde el haz B alcanza el eje de rotación RA de la línea del haz BL - también denominado Gantry) es de aproximadamente 1,7 m. Este espacio disponible en esta forma de realización es suficiente para mantener la mayor parte de los 90° del imán deflector A3 durante la rotación alojada fuera de la sala de tratamiento, que no se muestra, a una distancia de aproximadamente 1,2 m del isocentro, con el fin de mantener el techo de la sala de tratamiento, al menos 2,4 m de altura (altura normal de la habitación) lo que es una mejora significativa para el bienestar mental del paciente. La forma de la línea del haz BL se deriva de estas configuraciones, utilizando el espacio mínimo necesario para colocar todos los elementos de transporte del haz necesarios para cumplir los requisitos ópticos del haz dentro del espacio más mínimo de una estructura de apoyo. Esta línea de haz BL ofrece por lo tanto el paralelismo completo del haz B durante la pintura, una imagen de tamaño verdadero desde el punto de partida de la línea rotación del haz (punto de acoplamiento en el gantry) para el isocentro (el punto final en el que el haz B se escanea en el paciente). Además, se alcanza la invariancia del acromatismo del haz y del foco del haz durante el doble arrastre en dirección U y T.

30 No se muestran los elementos de suministro de haces dispuestos aguas arriba de la línea del haz BL. Un ciclotrón suministra un haz continuo que es ajustable con respecto a su energía e intensidad. El cambio de la energía será hecho preferentemente cambiando dinámicamente la configuración de un degradador y el ajuste en la línea del haz BL por delante. Entre el ciclotrón y el degradador se monta un imán nivelador rápido para el encendido y apagado del haz de protones con un tiempo de reacción de sólo 50 μ s.

35 En lo sucesivo se presentan los dispositivos principales, que se utilizan para hacer frente a los problemas expuestos anteriormente. En la Figura 2 ahora sólo se dibujan los elementos, cuya funcionalidad está relacionada con el control de la posición del haz de exploración durante el suministro del tratamiento y por lo tanto son de gran relevancia para la presente invención. El diseño genérico de un gantry de haz de protones es mostrado, por ejemplo, en las figuras 2 y 3 de la patente europea EP 1 584 353 A1.

40 Los haces de protones individuales 4 se suministran durante la exploración por la línea del haz bajo la acción del sistema de control (TDS). La adición de muchos haces en lápiz cada uno de intensidad, posición y energía diferente

resultantes de la distribución de dosis conformada individualmente. Esta es la idea básica de un tratamiento de exploración por haz en lápiz. El modo básico considerado a continuación es un método de paso y toma, donde el haz se apaga cuando se mueve a la siguiente posición (discrete spot scanning).

5 La última parte de la línea del haz se termina en la denominada boquilla 1 que es el recinto del equipo para el control del haz antes de que llegue al paciente. Dentro de la boquilla 1 se incorporan varios dispositivos que se utilizan para controlar y verificar el buen funcionamiento del sistema de suministro del haz durante el tratamiento.

10 Un detector sensible a la posición 3 se incorpora en la boquilla 1. El alcance de este detector 3 es comprobar la posición del haz en lápiz durante la exploración. En el Gantry 2 del IPS, una cámara de ionización por tiras 3 (strip ionization chamber) se utiliza con tiras de 2 mm de ancho montadas permanentemente en la boquilla 1. Este detector mide al final de un intento de haz la posición efectiva 5 y el ancho del haz 4. El detector 3 recoge la ionización del gas en la cámara en las tiras T y U.

15 El rastro del haz 4 aparece como perfiles proyectados T y U. A partir de los perfiles, se extraen el valor medio (posición) y la desviación estándar (anchura del haz). Estos valores deben coincidir con los valores esperados prescritos 6, que se almacenan en un denominado archivo de verificación. Los controles de verificación se realizan en un ordenador separado (sistema de verificación de la terapia - TVS). Si el haz no está en la ubicación apropiada dentro de la tolerancia predeterminada se ha producido un enganche en las instalaciones hasta ahora conocidas por la técnica anterior.

20 La posición del detector sensible 3 midiendo en línea la posición del haz de exploración 4 sobre una base de punto por punto. Las pruebas se realizan al final de un suministro de un punto después de esperar durante aproximadamente un milisegundo para la terminación de la colección de la carga de ionización en las tiras. Para puntos de alta prioridad la precisión lograda de la medición de la posición del haz es del orden de unas pocas decenas de milímetro. La precisión disminuye si los puntos son muy cortos.

25 La diferencia entre la posición del haz medida y esperada debe estar de acuerdo dentro típicamente de 1 a 1,5 mm, de lo contrario la secuencia de la exploración será interrumpida por un enganche. Los controles de posición del haz durante el suministro del tratamiento representan una exigencia principal de seguridad del sistema de exploración, para asegurarse de que el haz está siendo suministrado correctamente en ambas direcciones laterales del escáner.

Una mesa de paciente 2 se coloca de manera que el tumor (el volumen que va a ser tratado) se encuentre en el isocentro. Con un gantry giratorio el isocentro es generalmente el lugar donde el eje del haz que sale de la boquilla 1 cruza el eje de rotación RA del gantry (ver también las figuras 2 y 3 de la de patente europea EP 1 584 353 A1).

30 Para alcanzar la calibración del sistema de suministro de haces, se puede colocar opcionalmente un monitor sensible a la segunda posición 7 en la mesa del paciente 2. Este elemento se utiliza únicamente para la puesta en marcha del sistema de suministro de haz o para realizar controles de garantía de calidad. Con ambas cámaras de tira en su sitio se puede medir la relación de la posición del haz medido en la boquilla 1 con la posición real del haz en el isocentro. Durante el tratamiento del paciente no está aquí disponible la segunda cámara de tira 7. Sin embargo, un segundo detector podría estar presente en la mesa del paciente 2 o directamente sobre el paciente.

40 En el presente sistema existe una relación establecida de la posición del haz en la boquilla 1 a la que está dentro del cuerpo del paciente. Una peculiaridad del sistema de Gantry 2 es que la óptica de haz del sistema ha sido diseñada para proporcionar una exploración paralela en ambas direcciones T y U. Los datos medidos por el detector 3 en la boquilla 1 y el detector 7 en el isocentro deben de ser de primer orden idénticos. En la práctica, se proporciona una parametrización de las direcciones del haz como una función de las coordenadas U y T del escáner (para diferentes energías y ángulos del gantry). Las mesas de consulta describen la proyección del haz de exploración hacia atrás desde el isocentro a la boquilla 1 (*retroproyección de la boquilla, nozzle back-projection*). Un requisito previo esencial para la función de seguridad ejecutado por el detector sensible a la posición 3 en la boquilla 1 es la certeza de que el haz de retroproyección (relación entre la posición del haz en la ubicación del tumor y en el detector en la boquilla) es conocido y estable en cualquier momento. La estabilidad de esta relación se verifica en una base diaria antes de iniciar los tratamientos del paciente y se sabe que es constante durante años.

La función de seguridad se basa en el conocimiento de que una situación defectuosa que produce un cambio en la dirección del haz es extremadamente poco probable que suceda sin afectar al mismo tiempo la posición del haz en la boquilla 1.

50 Otra característica de seguridad para un sistema de exploración por haz en lápiz es el requisito para registrar todos los datos relevantes de la exploración en los denominados *archivos de registro (log-files)*. Estos archivos documentan y almacenan todos los parámetros medidos de una fracción dada. Contienen también los datos de posición del punto de haz medido y esperado en la boquilla 1. Estos datos son, en principio, disponibles para aprender a mejorar la precisión del suministro del haz.

5 El Gantry 2 del IPS es capaz de controlar dinámicamente la intensidad del haz en la fuente del acelerador con una precisión bastante alta. Las tasas de dosis instantáneas se pueden configurar desde dentro del archivo de conducción del escáner para cada sintonización de la energía e intermedio. Esto ayuda a obtener una muy buena reproducibilidad de la temporización de la secuencia de la exploración para cada archivo específico, que a su vez permite proporcionar correcciones dinámicas reproducibles en el sistema.

10 En la actualidad, un control de la posición del haz se consigue con los llamados archivos de sintonización "estáticos". Los valores proporcionados en los archivos de sintonización son estáticos, en el sentido de que las características del haz (para el haz central sin exploración lateral) se han medido después de la aplicación de los cambios de energía lentamente - con una larga pausa de muchos segundos antes del accionamiento del haz de nuevo después de los cambios de energía (puesta en marcha del centrado de haz con "*medidas estáticas*"). Estas correcciones estáticas se han puesto en práctica como correcciones dependientes de la energía y el ángulo del gantry integrados en los archivos de sintonización del haz. Las correcciones se activan en el proceso de generación de datos de sintonización (*generación de archivos de sintonización (tune files generation)*).

15 Incluso con tal conocimiento previo del sistema obtenido a partir de datos básicos de puesta en marcha, el operador de la línea del haz todavía se enfrenta con errores de posición dinámicos de suministro del haz de hasta 3 mm cuando el sistema se utiliza con la exploración en un modo dinámico y rápido.

Rampa de energía adecuada

20 Una opción para mejorar el rendimiento de utilización de la exploración dinámica es para restringir el uso del sistema a una manera fija de exploración de energía. Con este modo básico (*rampa llena*) la energía del haz se escanea desde el máximo nominal al mínimo nominal en secuencia completamente de arriba a abajo y de abajo a arriba. Los pasos de energía se distribuyen en serie a lo largo de una curva de energía de histéresis medida sin cambio de dirección. Con una rampa adecuada los errores se convierten en bastante aceptables (<1 mm), pero sólo para los pequeños pasos de energía en el interior de la SOBP. El primer gran salto de energía de la máxima energía abajo hasta el primer valor de la SOBP puede producir errores de posición dinámicas de hasta 3 mm (surge este error máximo cuando el paso está por encima del rango de energía completo).

25 Además, se ha observado que los errores de posición remanentes debidos a la dinámica del escáner tienen su valor máximo inmediatamente después de un cambio de energía y que disminuyen como una función del tiempo con un tiempo constante del orden de un par de segundos, que ahora también se refleja en una forma de realización preferente de la presente invención.

30 La presente invención introduce ahora dos conjuntos adicionales de correcciones (pasos) en la producción de los archivos de conducción para controlar mejor los efectos dinámicos debido a las corrientes inducidas y la magnetización. Los errores son más pronunciados en la dirección U (que está en el plano deflector de la línea de haz del gantry).

35 En el primer paso de correcciones dinámicas genéricos se aplican como modelo de las correcciones de la posición dinámica que disminuyen como una función del tiempo. Las observaciones experimentales han mostrado que se necesita un modelado más bien complejo de la dinámica posición del haz. Un primer conjunto de correcciones genéricas se ha introducido asumiendo que el sistema está funcionando con rampa adecuada. Correcciones de posición del haz precaculadas se aplican como compensaciones a los datos de conducción de los imanes de barrido WT, WU. La amplitud inicial de la corrección se modela como una función de la energía final y del paso de energía aplicada por último. La corrección se calcula con una disminución exponencial como una función del tiempo transcurrido desde el último cambio de energía. La constante disminución del tiempo depende de la energía del haz. En la actualidad, existen diferentes conjuntos para la dirección de arriba-abajo y de abajo a arriba. Las correcciones se aplican como contribuciones acumuladas, en el sentido de que la amplitud para un nuevo paso de energía se añade al valor disminuido del paso anterior. La amplitud acumulada entonces disminuye como una función del tiempo con un tiempo de promedio constante del paso anterior y actual. Este enfoque se denomina el modelo genérico de los errores de posición del haz dinámico acumulados.

45 Con este enfoque, la precisión del suministro del haz puede ser mejorada en un factor significativo (de 2 a 5). Los resultados están bastante cerca de ser aceptables, pero todavía no completamente satisfactorios. Y son aplicables sólo si se utiliza una rampa adecuada.

50 El uso de este paso no se conoce en la literatura científica y todavía no es estado de la técnica en la terapia de protones. Después de usar este paso los errores sistemáticos remanentes todavía se han observado en relación con la historia individual de cada exploración (dependiendo de la secuencia de pasos, intervalos de tiempo y amplitudes de los cambios de energía). Los efectos de corriente inducida parecen tener una influencia sobre el sistema más allá de los pasos individuales. Los efectos de magnetización parecen también depender de la historia detallada de los pasos previos de energía. Se ha observado, además, que el cambio de la dirección de la exploración dentro de un

bucle de rampa produce los errores de posición dinámicos más grandes. Se observó que los errores de posición dinámicos en la boquilla y en el lugar del tumor en el isocentro están siempre muy bien correlacionados (véase la figura 8).

5 En el segundo paso del presente ejemplo, el objetivo ha sido entonces reducir además los efectos dinámicos mediante el uso de *correcciones específicas de la exploración* derivadas de los datos registrados de una prueba de funcionamiento. El segundo paso mantiene para *correcciones específicas de la exploración* y un sistema "autodidáctico" de suministro de haz usando los datos archivados de una prueba de funcionamiento de un plan de irradiación relacionada con la terapia individual (archivo de conducción específico en el campo del paciente) para que se alcance la distribución de la dosis.

10 Los datos registrados de una ejecución anterior se han utilizado para corregir los errores de posición todavía no controlados, pero reproducibles debido a la alta dinámica de la exploración. La nueva solución comprende ejecutar el sistema con un archivo de conducción específica del campo del paciente una primera vez - sin o con el paciente (en una ejecución de prueba o para una primera fracción no corregida seguida de típicamente 20 a 30 fracciones corregidas). La posición del haz durante la exploración se mide con el detector sensible a la posición del haz 3 en la boquilla 1 delante del paciente. Los datos registrados son analizados fuera de línea y los errores de posición resultantes se implementan como correcciones de punto del haz individuales en un nuevo (corregido) archivo de conducción. De esta manera el sistema se mide y se corrige en los límites establecidos por la precisión de las mediciones, esto es "el sistema se enseña a sí mismo". Las correcciones establecidas de este modo son específicas del campo y pacientes y se aplican ventajosamente sin modificaciones adicionales a todas las irradiaciones posteriores (fracciones). Este enfoque (*suministro de haces autodidáctico*) da como resultado una precisión notablemente mejorada del suministro del haz.

25 En la presente invención, ambas, las *correcciones dinámicas genéricas* (con tiempo de disminución) y las *correcciones específicas de la exploración*, se utilizan con el fin de limitar el tamaño de las correcciones específicas de la *exploración*, y así facilitar la recuperación de situaciones involuntarias cuando el suministro de haz se detiene de una manera no planificada, como en el caso de los enganches.

El mecanismo autodidáctico obtenido con una ejecución de prueba proporciona un conjunto de correcciones de posición punto por punto que están integrados en una nueva versión del archivo de conducción. Este segundo paso trae la precisión final para todas las exploraciones hacia abajo subsecuentes a típicamente unas pocas decenas de 1 mm, como se muestra a continuación en los ejemplos (figuras 5, 7 y 8).

30 Las ventajas potenciales de la invención son múltiples. El logro principal de esta invención es que permite el uso de un sistema de exploración muy rápido, aplicado con la máxima flexibilidad, sin dejar de lograr una precisión muy alta de la exploración (con precisión cerca de la resolución de las medidas de posición que utilizan correcciones obtenidas fuera de línea). Los errores de posición al punto debido a la magnetización específica de la exploración, la histéresis y los efectos de corrientes inducidas desaparecen. El sistema y el procedimiento trabajan en todas las situaciones, independientemente de la forma y el tamaño del volumen objetivo. El uso de las correcciones dinámicas genéricas como base autodidáctica debe tener un efecto beneficioso para reiniciar la exploración en caso de interrupciones del tratamiento.

40 El "método autodidáctico" reduce los errores de posición debido a la dinámica de la energía no sólo con una rampa adecuada, sino también con los patrones de la exploración de energía bastante arbitrarios. Esto contribuye de manera ventajosa a una reducción del tiempo de tratamiento de la exploración. Al aumentar la flexibilidad de la exploración puede ser empleada una mayor variedad de estrategias de repintar para resolver el problema de movimiento del órgano de la manera más óptima. Un ejemplo de la aplicación autodidáctica a un caso sin rampa apropiada se muestra en las figuras 6, 7 y 8.

45 El concepto para usar los detectores de tira 3 para "guiar el haz" se pueden utilizar además para corregir otros pequeños errores sistemáticos. El mecanismo autodidáctico corrige automáticamente los pequeños errores de calibración en los mapas de acción de los imanes de exploración. Del mismo modo, también se corrigen los errores de posición del haz relacionados con la puesta en marcha de la sintonización del haz imprecisa, así como los efectos de posición del haz debidos a diferentes ángulos del gantry. La única cuestión importante es mantener un conocimiento exacto de la retroproyección del haz 4 en la boquilla 1.

50 Analizando y comparando los archivos de registro antes y después de corregir el sistema se puede probar que se logra una mayor precisión en las fracciones subsecuentes. El aumento de la precisión debería permitir el uso de tolerancias más estrictas para los controles de posición en línea durante las irradiaciones al paciente (cerrando la ventana de tolerancia a menos de 1 a 0,5 mm). Las correcciones se pueden analizar fuera de línea antes de aplicar el archivo de conducción correcta a un paciente. Uno puede aplicar controles de coherencia a las correcciones para evaluar su validez. Las correcciones de puntos muy cortos podrían ser dejados por ejemplo, si se encuentra que son demasiado imprecisos.

5 Actualmente, en el Gantry 2 se han desarrollado nuevas técnicas de suministro de haz muy avanzadas con continuas dosis de pintura a lo largo de las líneas y los contornos objetivos, con velocidad de exploración variable y con control dinámico de la intensidad del haz. El enfoque autodidáctico también se amplía para ser utilizado para corregir los errores sistemáticos de estos nuevos modos de exploración continuos (es decir, para corregir los errores debidos a la respuesta dinámica de los imanes de barrido y el control de intensidad del haz con un escáner de haz en continuo movimiento).

10 Se menciona otra posibilidad relacionada con esta invención que es el uso de una cámara de ionización de capa múltiple (MLIC) colocada en la mesa del paciente en el Isocentro. Este instrumento se utiliza para los controles diarios del Gantry 2, para certificar la exactitud de la gama de protones de sincronización de la energía. Este instrumento se utiliza para "enseñar" el sistema de suministro de haz también en la gama (rango posicional enseñado). En la práctica, los errores de gama se encontraron por debajo de 1 mm y por lo tanto son bastante pequeños, pero este enfoque podría ser también utilizado en la práctica con el fin de aumentar la precisión del suministro de la dosis en el volumen relevante en el paciente, como un tumor o similares.

15 Como ya se mencionó anteriormente con respecto al detector sensible a la posición 7 colocado en la mesa del paciente, hay una posibilidad más directa para la posición didáctica del sistema, es decir, con un monitor colocado directamente en el Isocentro. Su uso implica sin embargo el esfuerzo para montar un monitor en la mesa del paciente 2 para cada nuevo archivo de exploración, pero los resultados de rendimiento pueden justificar este esfuerzo.

20 El uso de estos nuevos métodos proporciona un "atajo" a los trabajos de puesta en marcha necesarios. Con este enfoque, no es necesario poner en marcha el sistema en todos los detalles hasta la última precisión. Los resultados preliminares de puesta en marcha en bruto se pueden utilizar inmediatamente para los tratamientos de pacientes, usando el sistema en el modo autodidáctico. El mecanismo autodidáctico se hará cargo del suministro de la dosis, con una muy buena precisión desde el primer paciente en adelante. Esta estrategia permitirá que se inicie antes del funcionamiento de un nuevo gantry y podría relajar las limitaciones de presupuesto financiero para la fase más crítica de una nueva instalación comercial, que es la fase de puesta en marcha.

25 Desde el punto de vista médico, se necesitan métodos de exploración del haz rápido, nuevo y avanzado para el tratamiento de objetivos en movimiento. El método autodidáctico según la presente invención es una potente herramienta para abordar este objetivo rápidamente manteniendo al mismo tiempo una muy buena precisión. La extensión de las indicaciones médicas tratadas con la exploración para incluir objetivos en movimiento podría desencadenar un reemplazo total de la técnica de dispersión de lámina establecida con soluciones basadas exclusivamente en la exploración. Esto podría tener un impacto notable en el mercado de la terapia de protones.

30 Una exigencia muy importante de seguridad de la terapia de protones con la exploración por haz es comprobar que archivos de conducción producidos por el sistema de planificación de tratamiento y usados para dirigir el haz de exploración durante el suministro del haz están dando la dosis correcta. De este modo se suministra una exploración al menos una vez en la máquina de tratamiento sin paciente (el llamado "ensayo"). Esto es especialmente cierto al comienzo de la vida útil de una nueva instalación. Esta tarea por lo general es hecha en combinación con la dosimetría y verificación, donde el campo de la dosis se suministra en un Fantasma dosimétrico. El sistema de verificación de dosis comprueba que la distribución de la dosis de forma tridimensional es correcta en magnitud y en forma. Con sólo un camino adicional se pueden proporcionar las correcciones aprendidas y puede ser verificado en una segunda carrera dosimétrica que las correcciones aprendidas están produciendo de hecho mejoras de la distribución de la dosis. Las irradiaciones reales de pacientes se aplican por lo general típicamente en 20 a 30 fracciones en una fracción por día. El ensayo y las pruebas de verificación se realizan normalmente fuera de las horas de tratamiento y, por lo tanto, representan una pequeña adición al presupuesto de tiempo total del sistema. Además, existe también la posibilidad de utilizar la 1ª fracción de un tratamiento como el funcionamiento enseñado.

35 El procedimiento de garantía de calidad actualmente preferido (QA) es colocar un segundo detector de posición del haz 7 idénticos en el Isocentro y guardar los datos de los dos detectores (en el Isocentro y en la boquilla) en el mismo archivo de registro. Entonces se puede demostrar que las correcciones de posición derivadas de los errores en la boquilla 1 de hecho están corrigiendo la posición del haz en el Isocentro. Esto se muestra con los resultados experimentales seleccionados a continuación. De la precisión mejorada del haz en la boquilla resulta también una precisión mejorada para la distribución de la dosis, esto puede ser demostrado con los métodos de dosimetría y verificación.

40 El enfoque autodidáctico según la presente invención es de importancia práctica (si no esencial) por ser capaz de suministrar la dosis con una velocidad muy alta de exploración, con dinámica alta y la mejor precisión. Este asunto es de importancia para el creciente mercado de sistemas de suministro de haz para la terapia de protones y de iones. La precisión total aumentada de la exploración tiene un efecto positivo sobre la fiabilidad y la disponibilidad del sistema.

La alternativa más natural al mecanismo autodidáctico sería utilizar un bucle de retroalimentación en línea para corregir la posición del haz dinámicamente durante el suministro del haz. Este enfoque no es tan fácil de implementar, ya que la información sobre la posición del haz en línea se basa en un software bastante complejo (si se quiere lograr la máxima precisión). El uso de bucles de retroalimentación en el contexto del suministro del haz ha sido mencionado en conferencias, para resolver los problemas de estabilidad de la lenta extracción del haz de sincrotrones en una escala de tiempo de segundos (pero no para resolver los problemas relacionados con los efectos reproducibles sistemáticos a una velocidad muy alta de exploración en el intervalo de milisegundos).

En la actualidad, la invención usa un enfoque diferente, en comparación con un bucle de realimentación en línea por las siguientes razones:

Un bucle de realimentación está limitada en la práctica por el tiempo de reacción inherente (tiempo de bucle) del sistema de medición y de los actuadores del bucle. Las correcciones trabajan en una escala de tiempo más largo que el tiempo de respuesta del bucle, lo que para un monitor de tira es por lo menos del orden de varios milisegundos. Los errores sistemáticos discutidos en esta solicitud tienen su máximo efecto inmediatamente después de un cambio de energía. En los primeros milisegundos después de un cambio de energía, el haz se suministrará inevitablemente en la posición incorrecta. Este error entonces se repite de la misma manera para todas las fracciones posteriores. El riesgo de producir enganches en los cambios de energía es probablemente más grande con un retorno que con un sistema autodidáctico.

Con el presente enfoque autodidáctico los cargos de ionización depositados sobre las tiras se integran a lo largo de toda la longitud del punto. La información del perfil de dosis es así tomada con la máxima precisión disponible de las mediciones fuera de línea. La precisión depende de la longitud de tiempo del punto dada (más largo es el punto, más precisa será la corrección). Un bucle de realimentación es una buena solución para adaptar el sistema a las fluctuaciones estadísticas. Los efectos sistemáticos son mejor analizados con más detalles fuera de línea.

Por lo tanto, el enfoque autodidáctico es la mejor manera de lograr la mejor precisión posible para un sistema con alta dinámica de exploración. La solución se realiza por software fuera de línea en el contexto de la generación de los archivos de conducción. El enfoque no es demasiado difícil de poner en práctica. Las correcciones derivadas del mecanismo autodidáctico son fijas (funcionan como otra corrección predictiva del modelo). Su validez puede demostrarse en línea mediante el uso de controles de calidad mediante la colocación de una segunda cámara de tira 7 en el Isocentro.

Las figuras 1 y 2 muestran los principios básicos del sistema y de la invención.

El detector de tira 3 en la boquilla 1 registra la posición 5 y la anchura del haz de protones afectada 4 durante el suministro del haz mediante el cálculo de la media y la desviación estándar de los perfiles del haz proyectadas sobre los dos ejes ortogonales de la cámara (los perfiles U y T). Con un mal funcionamiento del sistema el haz en lápiz de protones aparece en una posición ligeramente incorrecta 5 en comparación con la posición esperada 6. La diferencia entre la posición esperada 6 y la posición medida 5 se utilizan en línea para interrumpir el tratamiento si esta diferencia llega a ser demasiado grande (enganche).

Un prerrequisito implícito de esta prueba es el conocimiento exacto de la relación de la posición del haz nominal en la boquilla 1 a la posición nominal 9 del haz en el Isocentro. Esta relación se puede obtener mediante la colocación de un detector, por ejemplo, un segundo detector de tira 7 en la mesa del paciente 2 en el Isocentro. Este detector opcional 7 se utiliza para proporcionar las proyecciones básicas 8 del haz del Isocentro en la boquilla 1 (para saber en la conducción la posición esperada del haz 4 en la boquilla 1 con el fin de posicionar de forma muy precisa el haz en el Isocentro). Que los errores en la posición de la boquilla (diferencia 6-5) y el Isocentro (diferencia 9-8) se correlacionan bien en la práctica se muestra en las figuras experimentales siguientes.

Una vez que se ha establecido una relación exacta entre la boquilla y el Isocentro (para diferentes energías del haz y ángulos del gantry), la posición del haz en la boquilla se puede utilizar no sólo para comprobar, sino también para guiar el haz en lápiz de protones. Las otras imágenes se presentan en la siguiente sección.

A modo de ejemplo se presentan algunos resultados experimentales, obtenidos mediante la irradiación de un volumen objetivo en forma de una esfera de 8 cm de diámetro. El centro de la esfera se encuentra a una profundidad de 10 cm en el agua. La exploración se realiza moviendo el haz sobre una rejilla con un espacio de 5 mm. Los puntos de la rejilla que están en el interior de la esfera se entregan. La intensidad de los puntos se elige para conseguir una distribución homogénea de la dosis de conformación dentro del objetivo.

El SOBP ha sido explorado con 15 pasos de energía (el rango es de aproximadamente 92 a 138 MeV). Los resultados experimentales se muestran como errores de posición (diferencia medida -esperada) medida con el segundo detector sensible a la posición 7, aquí una cámara de tira, colocada en el Isocentro de la mesa del paciente 2.

- 5 La Figura 3 muestra los errores de posición trazados como una función del número de punto. Aquí una sola exploración (exploración sin repintar) se ha suministrado pero aplicado con rampa adecuada: primero se considera el caso sin genérico y sin correcciones específicas de la exploración, los asuntos descritos en esta solicitud. Uno puede reconocer fácilmente la disminución exponencial de los desplazamientos de posición. El error más prominente esta al principio de la exploración, después del primer paso de energía grande de 230 MeV baja a 138 MeV.
- La Figura 4 muestra el efecto de la aplicación de las correcciones genéricas a la misma situación como se describe en la Figura 2. Uno puede ver que el comportamiento exponencial se cancela bastante bien por las correcciones genéricas.
- 10 La Figura 5 muestra el efecto de la adición ahora del enfoque de auto-aprendizaje para el caso de la Figura 3. La banda de error se reduce a estar dentro de unas pocas decenas de milímetro, todo un resultado sorprendente si se considera que esto sucede en una línea de haz que tiene una longitud de unos 50 metros.
- 15 La figura 6 muestra el caso de la aplicación de repintado 5 veces usando el llamado método de repintado layer iso. El concepto de layer iso se basa en la idea de volver a visitar puntos con bajo peso con menos frecuencia que los puntos más distales de la exploración. La rampa en el inicio de la radiación también ha sido confundida intencionalmente. Durante el repintado, la dirección de recorrido de la energía del haz se ha cambiado sin tener en cuenta cualquier restricción (los pasos no se guardan a lo largo de la curva de histéresis nominal). La intención era producir más bien un "caso salvaje" de recorrido de la energía con el fin de provocar errores de posición muy grandes.
- 20 La Figura 7 muestra el efecto del método pedagógico aplicado al caso de la figura 5. El enfoque autodidáctico es capaz de reducir los errores sistemáticos del "caso salvaje" por debajo de ± 1 mm.
- La Figura 8 es idéntica a la figura 7, siendo la única diferencia la adición de pausas en el archivo de conducción para simular las interrupciones del tratamiento no planeadas. Mediante el uso de autoaprendizaje sobre las correcciones genéricas el sistema reacciona de manera muy diligente a las pausas de tratamiento también para el "caso salvaje" representado aquí.
- 25 La Figura 9 muestra la buena correlación entre los errores de posición en el Isocentro y los errores la posición en la boquilla. Los datos se refieren al caso de la figura 5. Esto muestra que una muy buena correlación se mantiene incluso para el "caso salvaje" de exploración de la energía.

REIVINDICACIONES

1. Sistema para el suministro de terapia de protones por medio de la exploración por haz en lápiz de un volumen predeterminado en un paciente que comprende:
- 5 a) una fuente de protones para producir un haz de protones (B) ajustable con respecto a la intensidad del haz y/o de la energía del haz, en este caso mediante el uso de un atenuador ("degradador");
- b) Un cierto número de unidades de deflexión del haz de protones y/o de unidades de enfoque;
- c) una boquilla del haz (N) que contiene una salida que permite al haz de protones (B) penetrar en el volumen predeterminable del paciente;
- d) un imán deflector del haz (A3) dispuesto aguas arriba de la boquilla (N);
- 10 e) un par de imanes de barrido (WT, WU) con vistas a desviar el haz de protones (B) en las dos direcciones laterales (T, U);
- f) un detector sensible a la posición alineado con la boquilla con el fin de controlar la posición del haz de protones; y
- g) una lógica de control para controlar la posición y la energía del haz de protones, que comprende un juego de datos de orientación del haz;
- 15 h) una lógica de corrección alineada con la lógica de control que permite corregir los errores de posición del haz en comparación a una posición prevista del haz con la posición efectiva del haz detectada en el detector sensible a la posición y produciendo los datos de corrección de posición del haz con arreglo a los resultados de la comparación, siendo entendido que los datos de corrección de posición del haz son introducidos en el conjunto de datos de conducción del haz después de la ejecución de un conjunto de datos que concierne a una prueba de irradiación independiente de la terapia y comprende un fichero de conducción específico del campo del paciente con el fin de identificar las correcciones específicas de la exploración, y siendo entendido que la lógica de corrección utiliza por otro lado un modelo de corrección dinámico genérico para corregir los errores de posición del haz que disminuyen con arreglo al tiempo después de un cambio de la energía de los protones.
- 20
2. Sistema según la reivindicación 1, en el que la lógica de corrección consta de un software automatizado que sirve para realimentar los datos de corrección de posición del haz derivados de los datos de comparación registrados a partir de una prueba de irradiación para la verificación de un conjunto de datos de conducción del haz específico de la terapia, en una nueva versión, mejorada, de un juego de datos de conducción del haz de la irradiación que es entonces apto para ser utilizado para tratar al paciente en al menos una, preferentemente todas las irradiaciones posteriores.
- 25
3. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que un segundo detector sensible a la posición se integra en una mesa para pacientes que está dispuesto preferentemente en el Isocentro de la geometría del haz de protones.
- 30
4. Procedimiento para mejorar la calidad del suministro de haces en un sistema para el suministro de una terapia de protones por exploración por haz en lápiz de un volumen predeterminado dentro de un paciente, que comprende las etapas de:
- 35 a) proporcionar una fuente de protones a fin de generar un haz de protones (B) que es ajustable con respecto a la intensidad del haz y/o a la energía del haz, es decir, mediante el uso de un degradador;
- b) proporcionar un número de unidades deflexión y/o de focalización del haz de protones con el fin de generar una línea de haces;
- 40 c) proporcionar una boquilla del haz (1) que tiene una salida que permite al haz de protones (4) penetrar en el volumen predeterminado del paciente;
- d) proporcionar un imán deflector del haz dispuesto aguas arriba de la boquilla (1);
- e) proporcionar un par de imanes de barrido (WT, WU) con el fin de arrastrar el haz de protones (B) en ambas direcciones laterales (T, U);
- 45

- f) proporcionar un detector sensible a la posición (3) alineado con la boquilla (1) con el fin de controlar la posición del haz de protones (4); y
- g) proporcionar una lógica de control para controlar la posición y la energía del haz de protones (4) por medio del uso de un conjunto de datos de conducción del haz;
- 5 h) proporcionar una lógica de corrección alineada con la lógica de control que permite corregir los errores de posición del haz mediante la comparación con una posición prevista del haz con la posición efectiva del haz detectada en el detector sensible a la posición (3, 7) y generando datos de corrección de la posición del haz con arreglo a los resultados de la comparación, en donde los datos de corrección de posición del haz se introducen en el conjunto de datos de conducción del haz después de ejecutar un conjunto de datos de irradiación de prueba independiente de la terapia que comprende un archivo de conducción específica del paciente y del campo con el fin de identificar las correcciones específicas de la exploración, y en el que la lógica de corrección utiliza, además, un modelo de corrección dinámico genérico para corregir los errores de posición del haz que disminuyen en función del tiempo después de un cambio de la energía de los protones.
- 10
5. El procedimiento según la reivindicación 4, en el que la lógica de corrección consiste en un software automatizado para realimentar los datos de corrección de posición del haz derivados de los datos de comparación registrados a partir de una prueba de irradiación del paciente destinada a la verificación de un conjunto de datos de conducción del haz específico de la terapia fijado en una nueva versión mejorado el conjunto de datos de conducción del haz de la irradiación que es entonces calificado para ser utilizado para el tratamiento del paciente en al menos una, preferiblemente todas las irradiaciones posteriores.
- 15
- 20 6. Procedimiento según la reivindicación 4 o 5, en el que un segundo detector sensible a la posición (7) está integrado en una mesa del paciente (2), que preferiblemente está dispuesto en el Isocentro de la geometría del haz de protones.

Figura 1

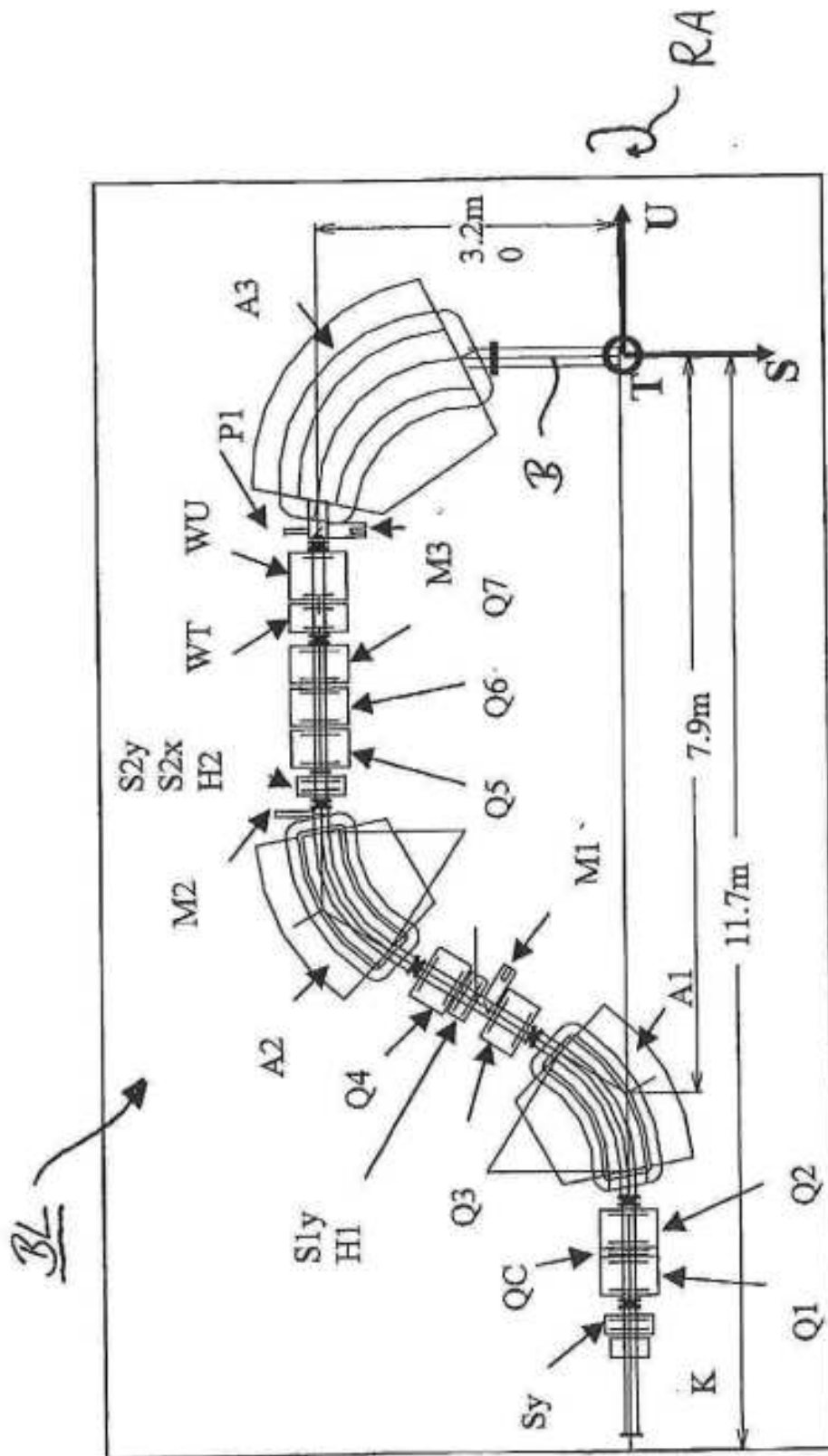


Figura 2

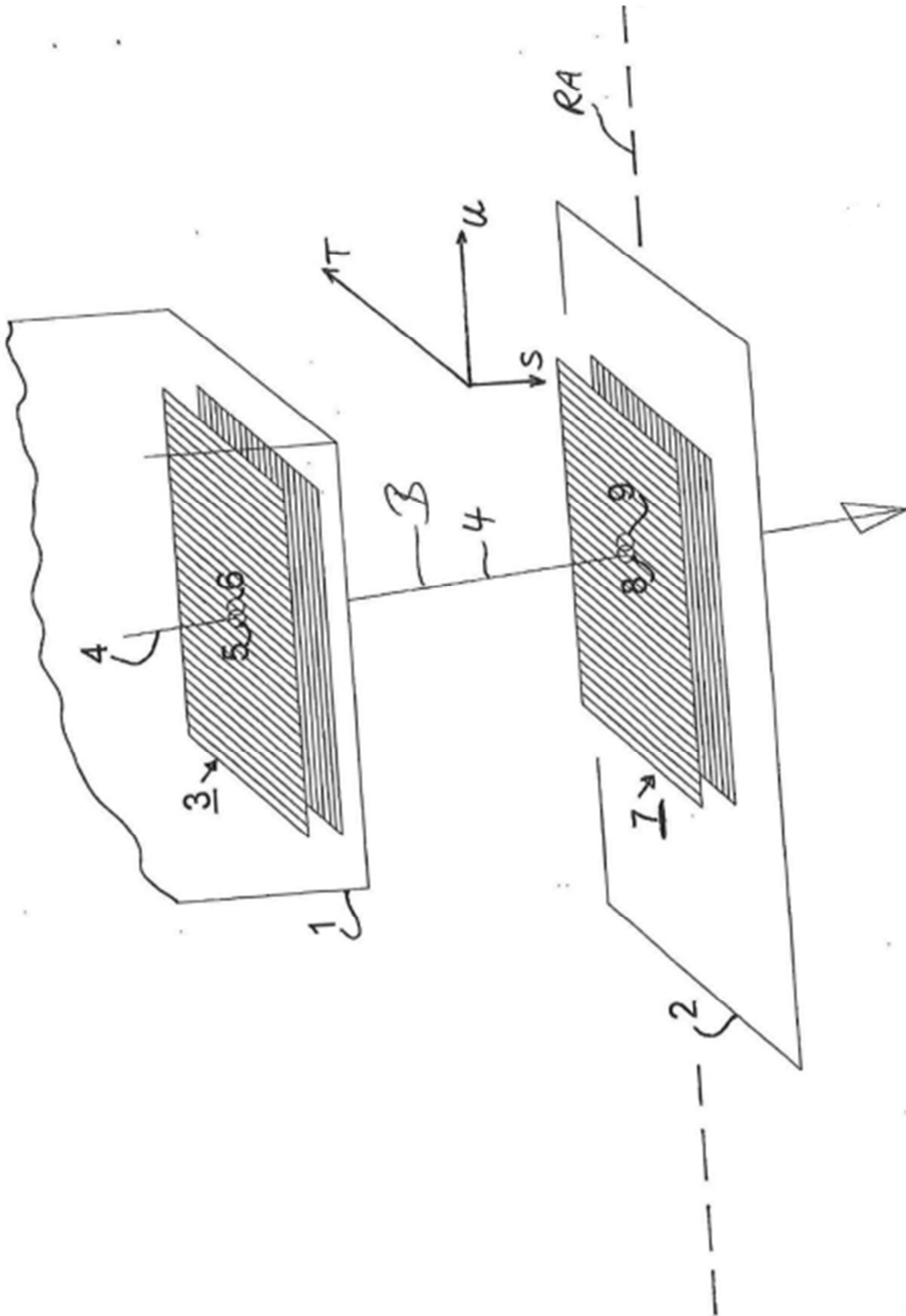


Figura 3

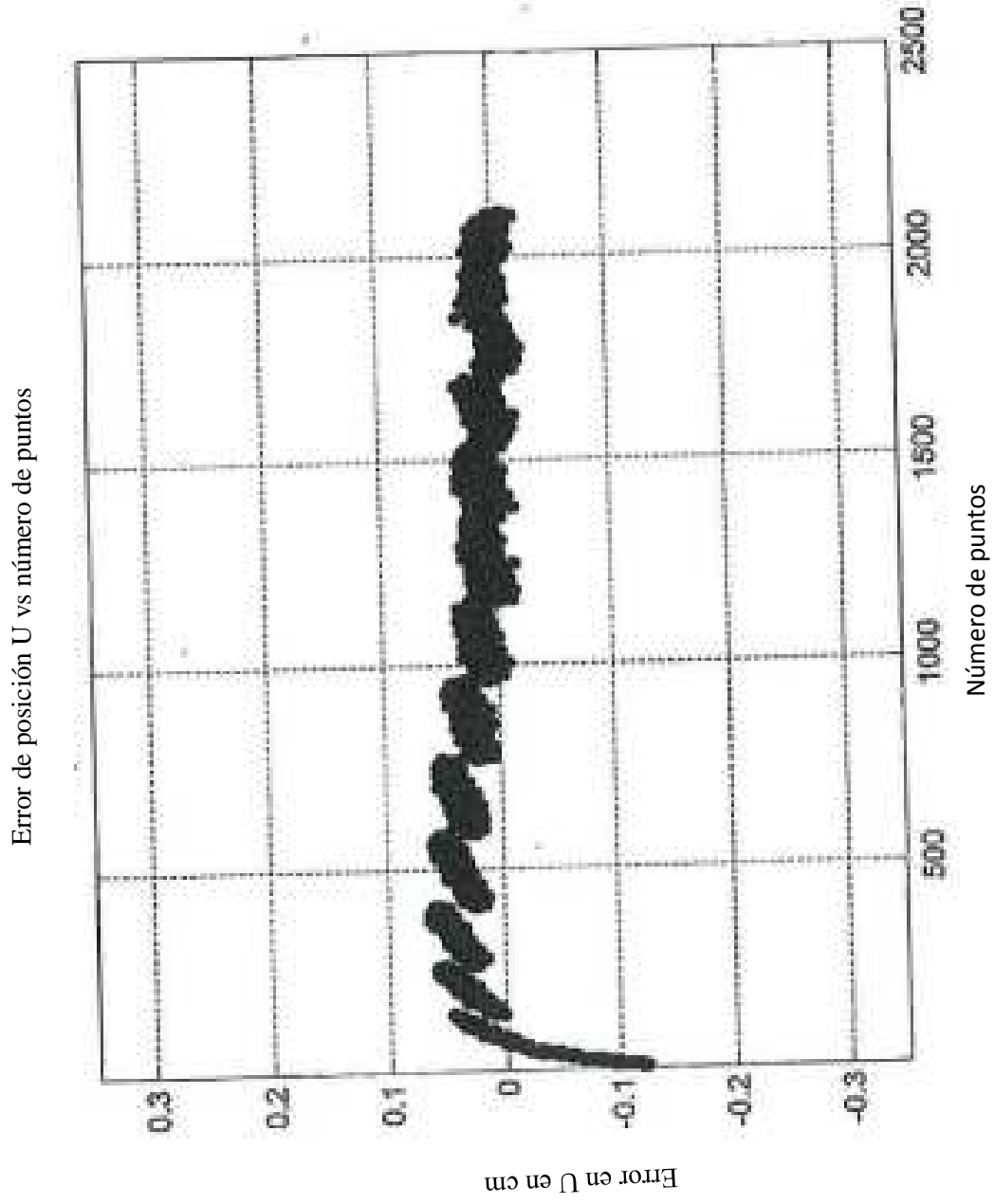


Figura 4

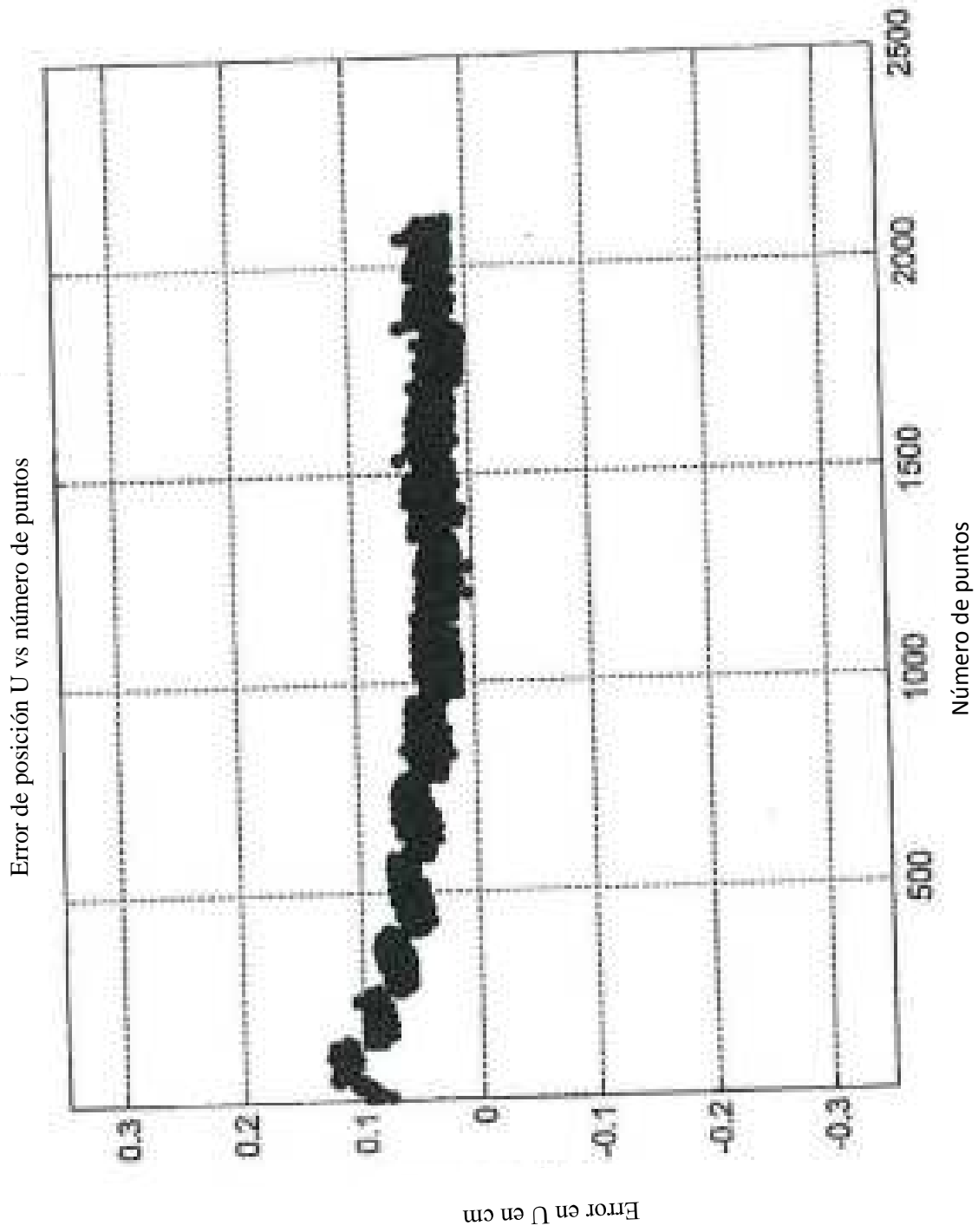


Figura 5

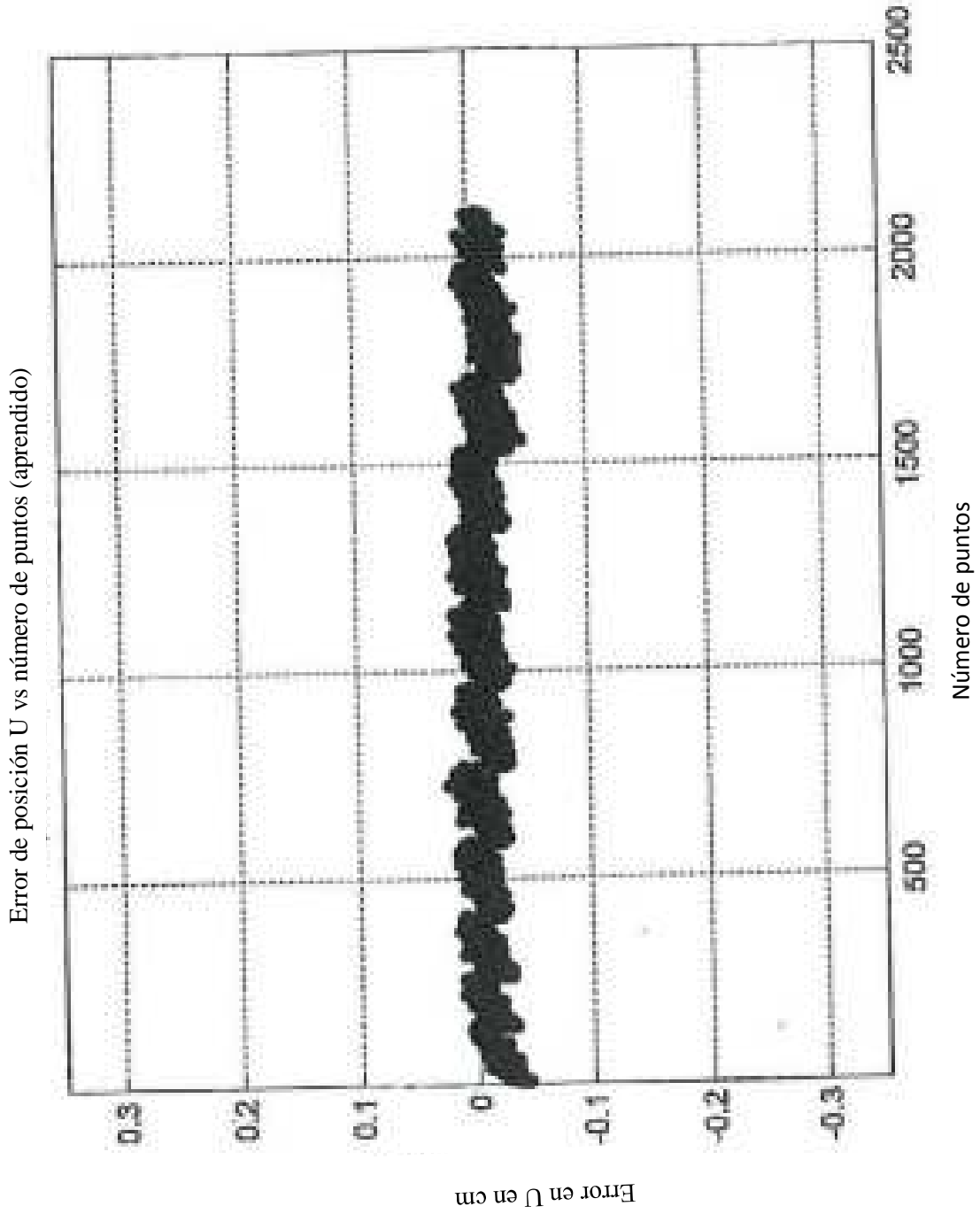


Figura 6

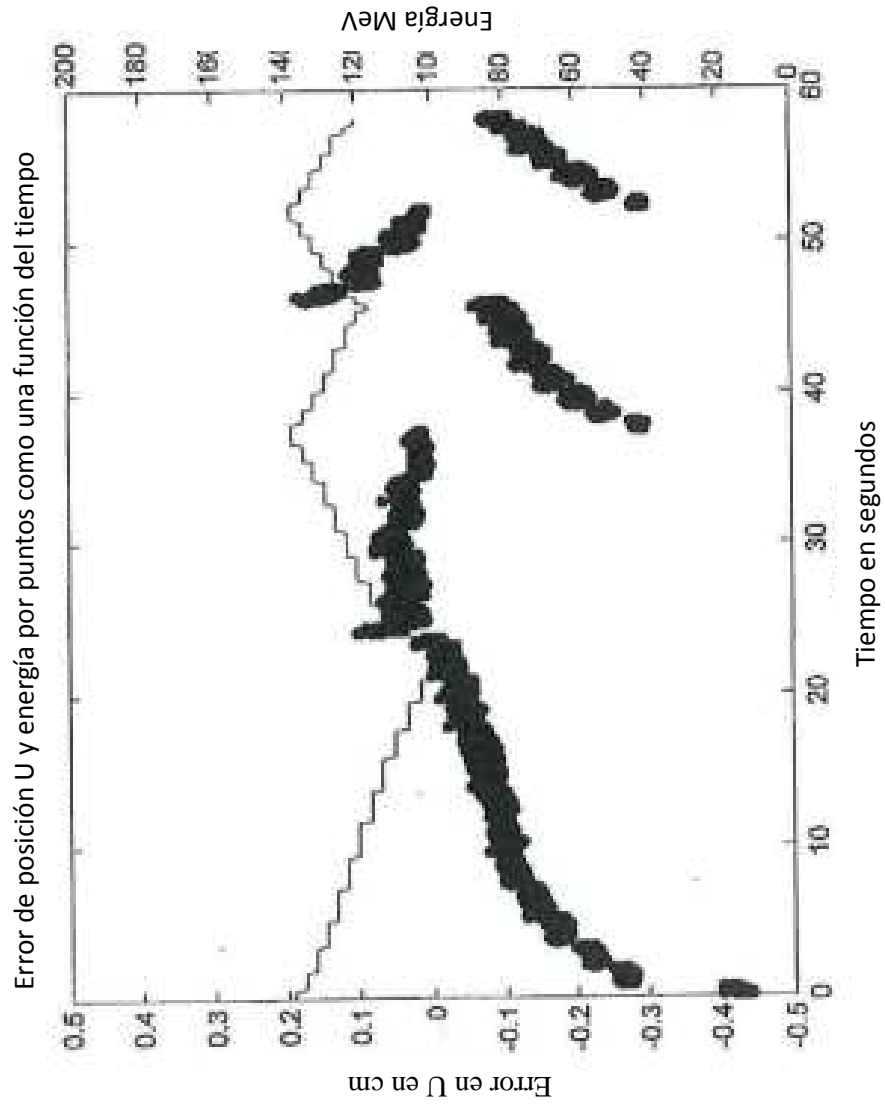


Figura 7

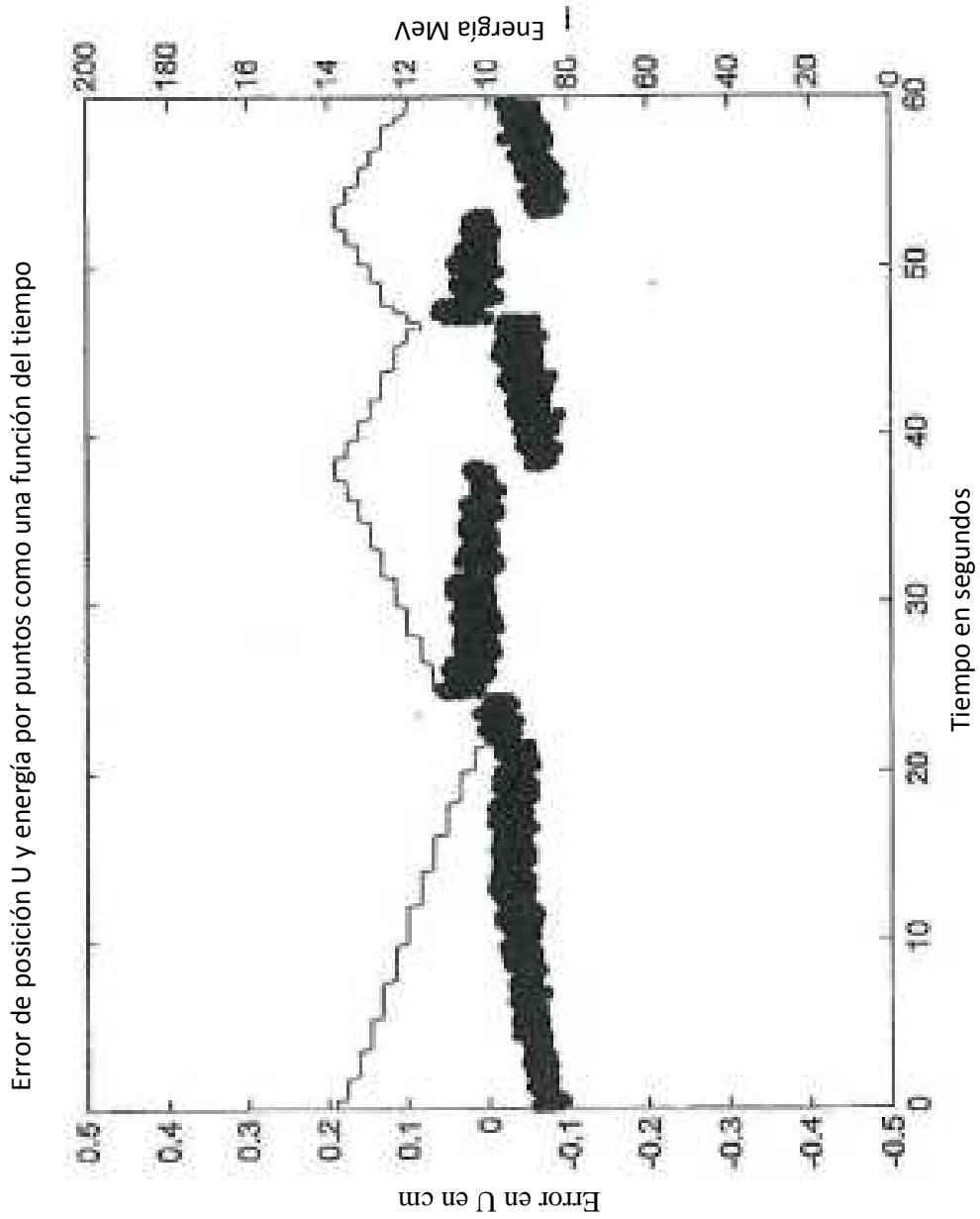


Figura 8

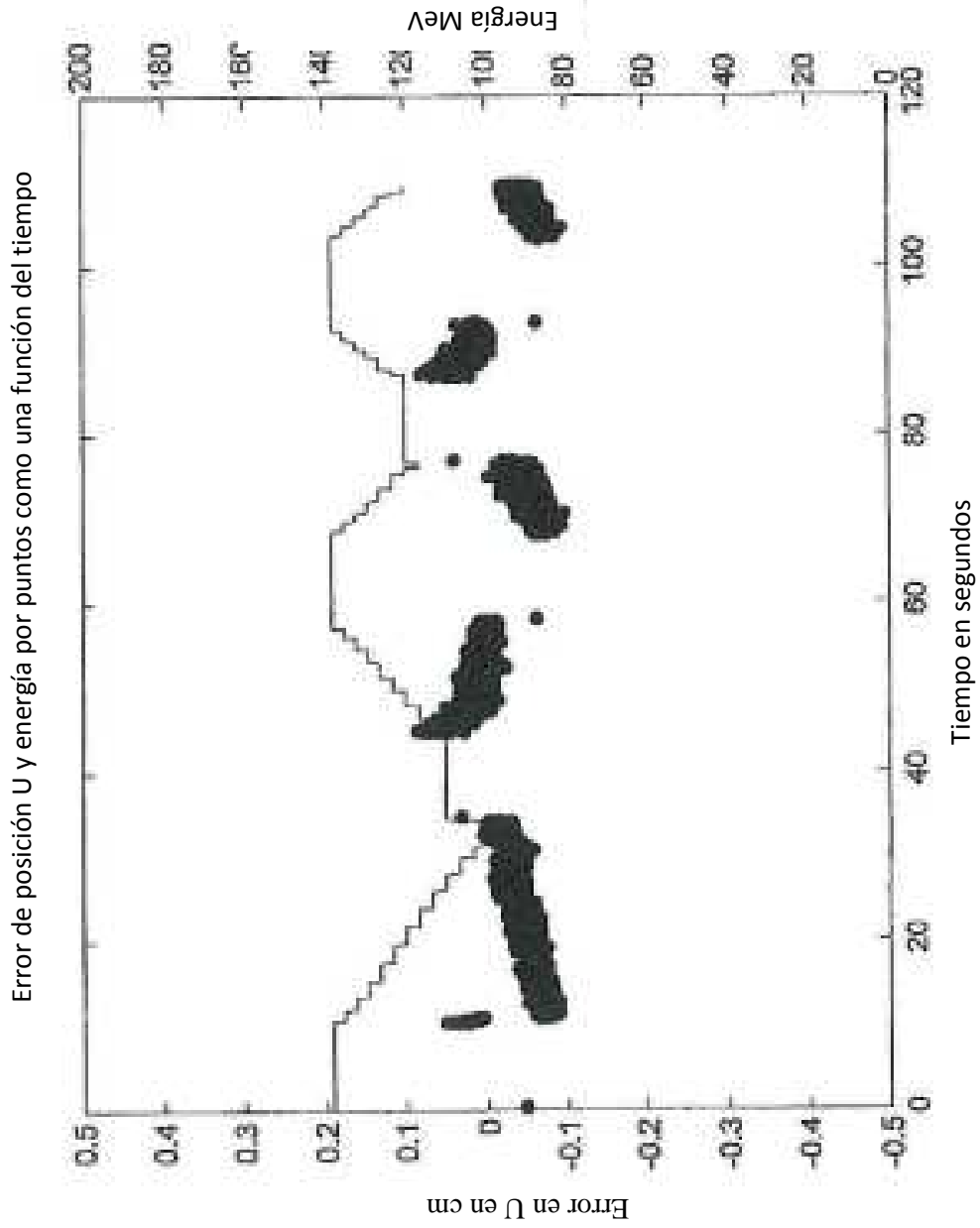


Figura 9

