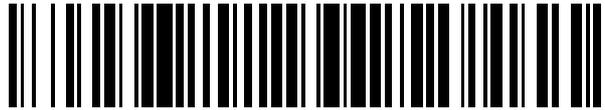


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 453 944**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.10.2007 E 07822133 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2014 EP 2086638**

54 Título: **Método y dispositivo para verificación IMRT**

30 Prioridad:

03.11.2006 EP 06123486

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

09.04.2014

73 Titular/es:

**ION BEAM APPLICATIONS S.A. (50.0%)
Chemin du Cyclotron, 3
1348 Louvain-la-Neuve, BE y
RAYSEARCH MEDICAL AB (50.0%)**

72 Inventor/es:

**MÜLLER, LUTZ;
BRUSASCO, CATERINA;
HÅRDEMARK, BJÖRN;
LÖF, JOHAN y
MURMAN, ANDERS**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 453 944 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

Método y dispositivo para verificación IMRT

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere en general a la terapia de radiación de intensidad modulada (IMRT) utilizada para administrar dosis de radiación. Más particularmente, la presente invención se refiere a un método y un dispositivo para calcular una distribución de dosis 3D que se compara con un plan de tratamiento correspondiente, así como para permitir el aseguramiento de la calidad (QA) en la IMRT. La presente invención también se refiere a un método y un dispositivo para corregir errores detectados durante el mencionado QA.

Estado de la técnica

10 La IMRT es un tipo de radiación conformada, que da forma a las dosis de radiación para que coincidan estrechamente con la forma de una zona diana. Más particularmente, la IMRT es una radioterapia de alta precisión avanzada que utiliza rayos X o haces de electrones controlados por ordenador con el fin de administrar dosis precisas de radiación a un tumor maligno o a zonas específicas dentro del tumor. Por cierto, también puede utilizarse para curar un tumor no maligno. La dosis de radiación se diseñan para ajustarse a la forma tridimensional
15 (3-D) del tumor al modular o controlar la intensidad del haz de radiación de tal manera que se concentra, todo lo posible, la mayor dosis de radiación en el tumor y se reduce al mínimo la exposición a la radiación de los tejidos sanos circundantes. La IMRT utiliza generalmente un colimador de hojas múltiples (MLC, Multi Leaf Collimator) que puede variar la intensidad del haz de radiación de cada campo que compone el tratamiento de los pacientes a través de la diana. Por lo tanto, el tejido sano circundante recibe una dosis mucho menor de radiación que la que recibe el
20 tumor. Además y para casos especiales, incluso puede haber una dosis que varía dentro del tumor. El tratamiento se planifica cuidadosamente al utilizar imágenes de tomografía computarizada (CT, Computed Tomography) del paciente. Tales imágenes se utilizan conjuntamente con los cálculos de las dosis computarizados con el fin de averiguar el patrón de la intensidad de la sección transversal del haz que mejor ajustará la dosis a la forma del tumor. Típicamente, las combinaciones de varios campos de intensidad modulada que provienen de distintas
25 direcciones del haz producen una dosis de radiación hecha a medida que maximiza la dosis en el tumor al tiempo que también protege los tejidos normales adyacentes. Con el enfoque de la IMRT, pueden administrarse de forma segura mayores y más eficientes dosis de radiación a los tumores, con menores efectos secundarios en comparación con las técnicas de radioterapia convencionales. Incluso si no se aumentan las dosis, la IMRT tiene el potencial de reducir la toxicidad del tratamiento.

30 La planificación del tratamiento para la IMRT es obviamente más compleja que para la terapia de radiación convencional, extendiendo el tiempo de planificación del tratamiento necesario para cada paciente. A diferencia de la administración convencional, la complejidad de los tratamientos de IMRT hace que sea difícil para los operadores detectar, durante la administración, las posibles desviaciones de la secuencia prevista de irradiaciones.

35 Antes de planificar un tratamiento, se realiza una revisión del historial médico y un examen físico. Esto comprende la CT de exploración a partir de la que el radio oncólogo especifica la forma tridimensional del tumor y de los tejidos normales. El dosimetrista y el radio físico médico utilizan esta información para definir el plan del tratamiento. También se pueden requerir para la planificación del IMRT varios procedimientos de exploración adicionales, que incluyen la tomografía por emisión de positrones (PET, Positron Emission Tomography) y la imagen por resonancia magnética (MRI, Magnetic Resonance Imaging). Estas imágenes de diagnóstico ayudan al radio oncólogo a
40 determinar la ubicación precisa de la diana tumoral. Típicamente, las sesiones de IMRT comienzan alrededor de una semana después de la simulación. Típicamente, los pacientes se programan para las sesiones de IMRT cinco días a la semana durante seis a diez semanas.

45 La eficacia de la terapia de radiación se basa en la precisión de la administración de la dosis, y, como resultado, los procedimientos de aseguramiento de calidad utilizados para detectar errores dosimétricos son de importancia crítica. Ejemplos de tales procedimientos incluyen mediciones, con el fin de verificar la precisión de la administración de las dosis previstas calculadas por los sistemas de planificación del tratamiento, y la adquisición de imágenes del portal ortogonales para asegurar un posicionamiento preciso del paciente con respecto al isocentro de la máquina de tratamiento.

50 La IMRT pone exigencias aún más estrictas en estos procedimientos de verificación, y los hace aún más imprescindibles. Los gradientes de dosis altas en los campos de IMRT provocan mediciones inadecuadas de dosis en un solo punto al verificar las distribuciones de dosis significativamente no uniformes. Los errores en las distribuciones de dosis del haz del IMRT individual calculado por los sistemas de planificación del tratamiento se pueden producir porque las fugas inter-hojas del colimador de hojas múltiples (MLC), por ejemplo, no se registran con exactitud. El potencial de errores sistemáticos en la transferencia de los archivos de la secuencia de hojas del
55 MLC desde el ordenador de planificación del tratamiento al sistema de verificación y registro, y en la precisión mecánica de los movimientos de las hojas del MLC durante la administración del haz, necesita además el uso de estrategias precisas de verificación de la IMRT.

El documento U.S. Pat. N° 6.853.702, describe un método para la verificación del tratamiento en radioterapia. En este método, se mide la salida de haces de tratamiento sobre la zona del haz en un plano perpendicular al rayo central del haz. Esto se logra mediante el uso de un detector delante del paciente y se utiliza la mencionada medida de salida para calcular la dosis para el paciente utilizando un algoritmo de dosificación. Haciendo referencia a la FIG. 1, la salida 10 del detector 2D medida (que corresponde a las imágenes capturadas 40 del documento U.S. Pat. N° 6.853.702), se utiliza directamente para obtener la dosis 3D computarizada 20 (que corresponde a la distribución 58 de la dosis del mencionado documento) por medio de un algoritmo de dosificación y un programa de ordenador, que realiza un cálculo 15 de la dosis. Sin embargo, este método se basa en la suposición de que las imágenes del campo de medida representan la distribución de fluencia de fotones en el isocentro de cada campo. Al menos dos características principales distinguen la salida del detector 2D, que se miden cerca de la cabeza del acelerador, a partir de la distribución de fluencia 2D suministrada en el isocentro: por una parte, la presencia de contaminación de electrones en las medidas y por otra parte la distorsión en las distribuciones 2D debidas al tamaño finito de la fuente y a la distancia más corta de la fuente al detector. Como consecuencia, este método requiere una acumulación significativa de materiales de bolus para proteger de la contaminación de electrones procedentes del dispositivo de imagen. Además, este método no proporciona ninguna solución al problema de la distorsión en las imágenes que se capturan cerca de la cabeza del acelerador con respecto a aquellas que se capturan en el isocentro, en el que la distribución 58 de la dosis se tiene que calcular.

La verificación del tratamiento también se discute en el artículo "Delivery verification in sequential and helican tomotherapy" por Kapatoes J M, et all, Phys. Med. Biol. 44 (1999).

También se conoce a partir del documento WO 03/092813 un método para calibrar detectores que se utilizan durante el tratamiento de un paciente. Este método se destina a verificar la precisión de la administración a un paciente de un haz de tratamiento de radiación generado mediante un aparato de radiación. Con referencia a la Fig. 1', este método comprende principalmente dos etapas de irradiación. Durante la primera etapa, se administra una primera irradiación a un maniquí (etapa A) y, en cada intervalo temporal, se ponen en relación (etapa B) las medidas (100) de la dosis administrada a un maniquí y la información respectiva a la irradiación recogida (200) mediante medios de información ubicados entre la fuente del mencionado haz de radiación y el mencionado maniquí (mediante el uso, por ejemplo, de un sistema de imagen tal como una película o un EPID). Mediante el uso de esta relación es posible calcular factores de calibración (300). Según este documento, los mencionados medios de información pueden ser tanto las mediciones por medio de un detector o las posiciones de las hojas del Colimador de Hojas Múltiples. Durante una segunda etapa de irradiación (etapa C), un paciente se irradia y una vez más se recoge de nuevo la información respectiva a la irradiación (400) mediante los medios de información ubicados entre la fuente del mencionado haz de radiación y el mencionado maniquí. Esta información (400) recogida se analiza posteriormente junto (D) con los factores de calibración (300) previos, con el fin de obtener la dosis total (500) para el paciente. Por tanto, este método requiere dos irradiaciones subsiguientes, la primera de ellas cuando se irradia un maniquí y una segunda cuando se irradia un paciente. Es evidente que tal método consume tiempo y no es preciso. Además, este método nunca se dirige a la verificación del aparato de la radiación antes del tratamiento real de un paciente.

En consecuencia, no se propone ninguna solución práctica para proporcionar un aparato de radiación preciso y un método de verificación de dosis, así como para llevar a cabo un cálculo de dosis fácil y rápido que supere los inconvenientes antes mencionados.

Objetivos de la invención

La presente invención tiene como objetivo proporcionar un dispositivo de verificación de la IMRT y un método que no presente los inconvenientes del estado de la técnica.

En particular, la presente invención tiene como objetivo reducir los prolongados, tiempo de aseguramiento de la calidad, QA, de la máquina, y la verificación del plan del paciente, necesario para la IMRT.

Además, la presente invención tiene como objetivo mejorar considerablemente el estado de la técnica del método de verificación de la IMRT específica del paciente, al permitir la verificación de las dosis 3D en las estructuras anatómicas del paciente.

Compendio de la invención

Según un primer aspecto de la presente invención, se describe un método de verificación del aparato de radioterapia. Comprende las etapas de:

proporcionar un aparato de radioterapia para administrar un haz de radiación, siendo el mencionado aparato de radioterapia configurable para un tratamiento de radiación dado;

proporcionar una descripción o imagen de una diana, comprendiendo la mencionada descripción o imagen la forma 3D, la distribución de densidad y la posición de la mencionada diana;

proporcionar un dispositivo detector electrónico capaz de proporcionar las respuestas del detector 2D medidas del mencionado haz de radiación en un plano perpendicular al mencionado haz de radiación;

proporcionar un modelo del haz del mencionado aparato de radioterapia, estando basado el mencionado modelo del haz en un conjunto de parámetros de la máquina y en un conjunto de parámetros del modelo del haz;

- 5 proporcionar valores para el mencionado conjunto de parámetros de la máquina y para el mencionado conjunto de parámetros del modelo del haz que definen una configuración del conjunto;

irradiar con el mencionado aparato de radioterapia que tiene el mencionado conjunto de parámetros de la máquina, y proporcionar respuestas del detector 2D medidas, provocadas por el mencionado haz de radiación para cada configuración del conjunto;

- 10 reconstruir las distribuciones de fluencia de fotones administrados que corresponden al haz de radiación, basados en las respuestas del detector 2D medidas, en un algoritmo de fluencia, en el mencionado conjunto de parámetros de la máquina, en el mencionado conjunto de parámetros del modelo del haz y en el mencionado modelo del haz;

calcular las distribuciones 3D de dosis administradas, basadas en las mencionadas distribuciones de fluencia administradas reconstruidas, en un algoritmo de dosificación y en la mencionada descripción o imagen de la diana.

- 15 Ventajosamente, el método según el primer aspecto de la presente invención además comprende las etapas de: proporcionar un modelo detector; calcular las respuestas del detector 2D basadas en la mencionada fluencia de fotones administrados reconstruida, en el mencionado modelo de detector, y en un algoritmo de cálculo de la respuesta; comparar las mencionadas respuestas del detector 2D calculadas para las mencionadas respuestas del detector medidas; proporcionar nuevos valores para el mencionado conjunto de parámetros de la máquina y
20 reconstruir la fluencia de fotones administrada al incorporar posibles errores en la mencionada reconstrucción; repetir estas cuatro etapas hasta que la diferencia de valores entre las mencionadas respuestas del detector 2D calculadas y la respuesta del detector 2D medida minimice una función de puntuación.

- 25 Según una realización preferida del primer aspecto de la presente invención, la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia, es importar un plan de tratamiento de un Sistema de Planificación del Tratamiento.

- Más ventajosamente, según esta realización preferida del primer aspecto de la presente invención, el método además comprende las etapas de: importar las distribuciones de dosis 3D calculadas o predichas en la mencionada descripción o imagen de la diana, que corresponde a la mencionada TP importada; comparar las distribuciones de dosis 3D administradas con las distribuciones de dosis 3D calculadas o predichas; informar un conjunto de
30 parámetros que resultan a partir de la mencionada comparación.

- Ventajosamente, según otra realización preferida del primer aspecto de la invención, la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia es proporcionar un conjunto de especificaciones definidas por el usuario. Más ventajosamente, además comprende las etapas de:
35 extraer subconjuntos de las distribuciones de dosis 3D administradas, en la mencionada descripción o imagen de la diana; informar un conjunto de parámetros de los mencionados subconjuntos para evaluar la calidad de la administración del aparato de RT. Por lo tanto, el método además comprende la etapa de identificar posibles causas de errores debidos a los posibles desajustes de las mencionadas distribuciones de dosis 3D administradas con las mencionadas distribuciones de dosis 3D calculadas o predichas en la mencionada descripción o imagen de la diana o, en el caso de valores de los parámetros inesperados, en el mencionado conjunto informado de parámetros.

- 40 Ventajosamente, según el primer aspecto de la invención, el método además comprende la etapa de sugerir modificaciones a la TP.

- Según un segundo aspecto de la presente invención, se describe un dispositivo para la verificación del aparato de radioterapia. Este dispositivo comprende medios de irradiación, detectores 2D electrónicos; un software principal, un módulo de software para el cálculo de dosis que se dispone de una manera tal que lleve a cabo el método según el
45 primer aspecto de la presente invención.

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 representa un método para el cálculo de las dosis 3D de la técnica anterior.

La Fig. 1' representa otro método para el cálculo de las dosis 3D según la técnica anterior.

- La Fig. 2 es un diagrama de flujo de datos que representa el estado del método de la técnica para adaptar un
50 modelo de haz a una máquina de administración dada, al buscar un conjunto de parámetros del modelo del haz que mejor se adapte a la máquina de administración dada.

La Fig. 3 es un diagrama de flujo de datos que representa un método según la invención.

La Fig. 4 es un diagrama de flujo de datos que representa otro método según la invención.

La Fig. 5 es un dispositivo para la verificación de radioterapia según la invención.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas de la presente invención

5 Se prevé que la presente invención se utilice con un aparato de radioterapia, que suministra rayos X de alta energía procedentes de un acelerador lineal de pórtico isocéntrico, y especialmente con un aparato de IMRT en el que la modulación del haz se lleva a cabo por medio de un colimador de hojas múltiples (MLC) o mediante mordazas.

10 Un modelo del haz es una descripción matemática de un aparato de radioterapia en general, que contiene un número de parámetros. Estos parámetros tienen en cuenta, por ejemplo, las características del acelerador (espectro de energía, variaciones de calidad del haz lateral), las formas y posiciones de las fuentes de radiación efectivas, y la geometría y material de los dispositivos de conformación del haz. Un algoritmo de cálculo de la fluencia es un conjunto de reglas matemáticas que calcula la fluencia según el modelo del haz y un conjunto de parámetros dados. La representación de la fluencia calculada (unidades, sistema de coordenadas) es tal que es compatible con procedimientos de cálculo adicionales para calcular la dosis depositada en el tejido y/o la respuesta del detector. Se proporcionan descripciones útiles de técnicas básicas de modelado de haces, por ejemplo, por Wolfgang A. Tomé, "Beam Modelling for a Convolution/Superposition-Based Treatment Planning System", Medical Dosimetry, Vol. 27, N°. 1, pp. 11-19, 2002; o por Nikos Papanikolaou, "Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra", Med. Phys. 20(5), 1993.

20 Para establecer los parámetros del haz que la máquina de tratamiento puede administrar se miden las curvas de dosis en profundidad y los perfiles del haz para varias profundidades. Los parámetros del modelo del haz se optimizan entonces con el fin de dar el mejor ajuste entre las predicciones del modelo y los datos dosimétricos medidos. Entonces, este modelo de haz se utiliza en los Sistemas de Planificación del Tratamiento para calcular la distribución de dosis 3-dimensional que resulta de los patrones de modulación de campo. Se utilizan varias estrategias en los TPSs para optimizar los ajustes de la máquina (número de campos, dosis por campo, modulación de campo, ángulos del pórtico, etc. ...) con el fin de llegar lo más cerca posible de los objetivos terapéuticos.

25 Según una realización preferida, la presente invención se refiere a un método para la verificación de aparatos de radioterapia caracterizado por que comprende las etapas de:

proporcionar un aparato de radioterapia para la administración de un haz de radiación, siendo el mencionado aparato de radioterapia configurable para un tratamiento de radiación dado;

30 proporcionar una descripción de una diana (330), comprendiendo la mencionada descripción la forma 3D, la distribución de densidad y la posición de la mencionada diana;

proporcionar un sistema detector electrónico capaz de proporcionar respuestas 2D (310) del mencionado haz de radiación en un plano perpendicular al haz del tratamiento;

35 proporcionar un modelo (210) del haz del mencionado aparato de radioterapia, estando basado el mencionado modelo (210) del haz en un conjunto de parámetros (250) de la máquina y en un conjunto de parámetros (240) del modelo del haz;

proporcionar valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y para el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz;

40 irradiar la diana mencionada con el mencionado aparato de radioterapia que tiene el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina, y proporcionar las respuestas (310) del detector medidas, provocadas por los haces de radiación para cada configuración de este conjunto;

reconstruir las distribuciones (320, S311) de fluencia de fotones administradas que corresponden a los haces de radiación irradiados, basadas en las respuestas (310) del detector medidas, en un algoritmo (300) de fluencia, en el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina, en el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz y en el mencionado modelo (210) del haz;

45 calcular las distribuciones (350, S341) de dosis 3D administradas en la mencionada diana, basadas en las distribuciones (320) de fluencia administradas reconstruidas, en un algoritmo de dosificación (340) y en la mencionada descripción de la diana (330).

Preferiblemente, además comprende las etapas de:

- a. proporcionar un modelo detector (400);
- 50 b. calcular las respuestas 2D (420, S411) del detector basadas en la mencionada fluencia (320) de fotones administrados reconstruida, en el mencionado modelo (400) de detector y en un algoritmo (410) de cálculo de la respuesta;

- c. comparar las mencionadas respuestas 2D (420, S430) del detector calculadas, con las mencionadas respuestas (310) del detector medidas;
- d. proporcionar nuevos valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y reconstruir la fluencia (320, 450) de fotones administrados al incorporar posibles errores (S431) en la mencionada reconstrucción;
- e. repetir las etapas a. a d. hasta que la diferencia de valores entre las mencionadas respuestas (420) del detector 2D calculadas y la respuesta (310) del detector 2D medida minimice una función de puntuación.

Preferiblemente, la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia es importar un plan de tratamiento desde el Sistema de Planificación del Tratamiento.

Preferiblemente, además comprende las etapas de:

importar distribuciones predichas de dosis 3-D en la diana, que corresponden al mencionado plan del tratamiento importado;

comparar las mencionadas distribuciones de dosis 3-D administradas con las distribuciones (350) de dosis 3-D predichas;

informar un conjunto de parámetros que resultan a partir de la mencionada comparación.

Preferiblemente, la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato de radiación es proporcionar un conjunto de especificaciones definidas por el usuario.

Preferiblemente, además comprende las etapas de:

extraer subconjuntos de distribuciones de dosis 3-D administradas, en la diana;

proporcionar un informe de parámetros de los mencionados subconjuntos para evaluar la calidad de la administración del aparato de radioterapia.

Preferiblemente, además comprende la etapa de identificar posibles causas de errores debido a posibles desajustes de las mencionadas distribuciones de dosis 3-D administradas, con las mencionadas distribuciones (350) de dosis 3-D predichas, en la diana, o en el caso de valores de parámetros inesperados en el mencionado informe de parámetros.

Preferiblemente, además comprende la etapa de sugerir modificaciones al plan de tratamiento.

Según una realización preferida, la presente invención también se refiere a un dispositivo para la verificación de aparatos de radioterapia, que comprende:

detectores 2-D electrónicos;

un software principal;

un módulo de software de cálculo de dosis;

caracterizado por que los mencionados detectores 2-D electrónicos, el mencionado software principal y el mencionado módulo de software de cálculo de dosis, se disponen para llevar a cabo el método anterior del presente documento.

En una realización preferida de la invención, se requiere un detector de transmisión 2-dimensional para proporcionar un mapa 2-dimensional de medidas en un plano ortogonal a la dirección del haz. Una tecnología utilizada para realizar un detector de tal manera para haces de hadrones se describe por Bonin y al. en "A pixel chamber to monitor the beam performances in hadron therapy", Nuclear Instruments and Methods in Physics research, A 519 (2004) – 674–686. Este documento describe un dispositivo compuesto por una matriz 2-D de 1024 cámaras de ionización dispuestas en una matriz regular de 32 x 32 píxeles. Esta tecnología también se utiliza en el producto comercial MatriXX fabricado por el Solicitante, que ha sido modificado para su uso con haces de fotones al proporcionar equilibrio electrónico lateral para cada cámara del detector.

La Fig. 2 es un diagrama de flujo de datos que representa el estado del método de la técnica para adaptar un modelo del haz a una máquina de administración dada, al encontrar un conjunto de parámetros del modelo del haz que es el que se ajusta mejor a la máquina de administración dada. Como se muestra en la etapa S1, el operador selecciona algunos ajustes de la máquina predeterminada. A continuación, como se muestra ahora en las etapas S2 y S3, la máquina de administración que se va a modelar se utiliza para irradiar un maniquí que utiliza los mencionados ajustes de la máquina predeterminados, y, al utilizar medios detectores, se mide la dosis. En la etapa S4, se selecciona un conjunto de parámetros para el modelo del haz, para una máquina de administración similar, y

utilizando el mencionado conjunto de parámetros del modelo del haz se calcula la dosis en los mismos puntos en los que se mide. Entonces, las dosis calculadas y medidas se comparan en la etapa S5. En caso de que el usuario encuentre la medida más adecuada, en la prueba S7, el conjunto 240 de parámetros del modelo del haz actual se dice que representa la máquina de administración. En otro caso, el conjunto de parámetros del modelo del haz se modifica, manual o automáticamente, como se muestra en la etapa S8 y se lleva a cabo un cálculo de dosis, para volver a la etapa S5.

La Fig. 3 es un diagrama de flujo de datos que representa un método según la invención. Basado en el mencionado conjunto 240 de parámetros del modelo del haz, en los ajustes 250 de la máquina (que se eligen según la orden de trabajo y los ajustes de la máquina de la máquina de tratamiento para el tratamiento dado (energía y dosis, velocidad de la dosis, posición del MLC, ...)), en el modelo 210 del haz del aparato de RT, en un algoritmo 300 de fluencia y en las respuestas 310 del detector 2-D medidas, uno obtiene, como se muestra en la etapa S311, la fluencia 320 correspondiente. Un ejemplo de un algoritmo de fluencia tal se describe en Yong Yang, "A three-source model for the calculation of head scatter factors", *Med. Phys.* 29(9), 2002.

A continuación, la fluencia 320 correspondiente se utiliza junto con una imagen 3D 330, que representa una descripción de la geometría y la densidad de la diana, y un algoritmo 340 de dosificación, con el fin de obtener la dosis 3D 350 calculada en la diana, como se muestra en la etapa S341. Un algoritmo de dosificación tal es, por ejemplo, el descrito por Anders Ahnesjö, "Collapsed Cone Convolution of Radiant Energy for Photon Calculation in Heterogeneous Media", *Med. Phys.* 16(4), 1989.

Debe observarse que mediante el uso del mencionado flujo de trabajo para calcular la distribución de dosis 3-dimensional en la mencionada descripción de la diana, no se requiere más la irradiación de un maniquí real para proporcionar una distribución de dosis medida en el maniquí, en contraste con la técnica anterior (tal como en el documento WO 03/092813, por ejemplo). Por lo tanto, la etapa de irradiación del método se lleva a cabo solo una vez sin ningún maniquí o paciente ubicado en la dirección del haz.

Nos referimos ahora a la FIG. 4. Según la invención, se lleva a cabo un ciclo de optimización con el fin de proporcionar un cálculo satisfactorio de la fluencia dirigida a una diana. Una vez que se establece la fluencia 320 correspondiente como se describió anteriormente, basado en que se calcula la correspondiente respuesta 420 del detector 2D, como se muestra en la etapa S411. Este cálculo de la respuesta se basa en las simulaciones de Monte Carlo de las partículas incidentes en la superficie de los medios detectores, en el que todos los materiales de acumulación añadidos también se tienen en cuenta. Este cálculo se facilita mediante un modelo 400 de detector que describe la geometría del dispositivo y un algoritmo 410 de cálculo de la respuesta que describe la respuesta del dispositivo a la irradiación. La respuesta 420 del detector 2D calculada se compara a continuación a la respuesta 310 del detector 2D medida mediante una función de puntuación S430 que cuantifica la diferencia entre ellas. Con el fin de minimizar esta función de puntuación S430 (y por tanto la diferencia), es posible incorporar algunos errores de administración y/o modelado directamente en el cálculo de la fluencia (por ejemplo, mediante el ajuste de las posiciones eficaces de la hoja, la transmisión eficaz, los efectos eficaces de lengua-y-ranura, la salida eficaz y las posiciones eficaces de la fuente), como se muestra en la etapa S431. En caso de que esta modificación iterativa de la fluencia converja a una diferencia suficientemente pequeña en la función de puntuación S430, se considera que la última fluencia 320 modificada representa fielmente la fluencia dirigida a la diana, que se denota como la fluencia reconstruida 450. Una vez más, la fluencia reconstruida 450 se utiliza junto con una imagen 3D 330 que representa una descripción de la geometría y densidad de la diana y con un algoritmo 340 de dosificación con el fin de obtener la dosis 3D 350 calculada, en la diana.

El método iterativo también podría no converger, en cuyo caso no hay una fluencia reconstruida, sino más bien una indicación de fallo. Esto ocurriría típicamente si la respuesta medida es muy diferente de la esperada, es decir, si se administra el plan equivocado, si se omite un segmento, si ocurren fallos del MLC significativos, etc.

Una distribución de dosis 3D constituye un gran conjunto de datos, típicamente en el orden de un millón o más puntos de datos. Comparar dos de tales distribuciones requiere, por lo tanto, algunas herramientas. Un conjunto de tales herramientas comprende diferentes tipos de estadísticas de volumen de dosis, típicamente basadas en volúmenes (regiones) predefinidos de interés. La más común de las herramientas de volumen de dosis es el histograma de volumen de dosis (DVH). Otro conjunto de herramientas se basan en extraer subconjuntos 2D a partir de los datos 3D.

Los subconjuntos 2D típicamente constituyen planos normales a los ejes principales. En tales planos, la dosis puede representarse mediante tablas de colores, líneas de iso-dosis o como una superficie 3D. Las líneas se pueden definir en los planos, y las dosis extraerse a lo largo de estas líneas y mostrarse en gráficos 2D. Además, la información punto a punto, tal como el valor de las dosis y las coordenadas pueden obtenerse al seleccionar un punto en un plano o en una línea.

Cuando una diana es un maniquí de agua homogéneo, la comparación entre las distribuciones 3D de dosis administradas con las distribuciones 3D de dosis predichas, permite, por un lado, extraer un informe de parámetros para evaluar la calidad de la administración del aparato de RT (que define un conjunto de parámetros: planitud, simetría, penumbra, conformación del campo, posición de las hojas, ...), y por otro lado identificar posibles causas de

errores debidos a desajuste en la mencionada comparación o errores debidos a valores de parámetros inesperados en el mencionado informe de parámetros.

5 Cualquiera que sea la diana, sin embargo, pueden evaluar y ejecutarse un conjunto de diferentes alteraciones, que dependen de los errores, para modificar la configuración del aparato de RT, es decir, los ajustes de la máquina. Las posibles actuaciones comprenden: ajustar los pesos de los segmentos para compensar los errores de modelado de salida, ajustar las posiciones del MLC/mordazas para compensar los errores de modelados de la transmisión de las puntas de las hojas y/o los errores de posicionamiento sistemáticos; etc.

10 La Fig. 5 es un dispositivo para la verificación de la radioterapia según la invención. El dispositivo 500 comprende un detector 510 electrónico capaz de proporcionar respuestas 2D 310 del mencionado haz de radiación emitido por una fuente de radiación ACC y colimada a través de un colimador MLC. El dispositivo 500 además comprende medios de procesamiento 520 y un módulo de software 530 de cálculo de dosis capaz de llevar a cabo el método anteriormente descrito y proporcionar la verificación del aparato de radiación.

En consecuencia, se logran muchas ventajas mediante el uso de la presente invención. De hecho, las realizaciones de la invención permiten:

- 15
- identificar rápidamente posibles fuentes de errores durante el QA y la verificación del plan del paciente;
 - llevar a cabo una verificación de la dosis 3D en la anatomía del paciente que es independiente del TPS original, al usar datos de la anatomía del paciente y un algoritmo independiente del TPS;
 - proporcionar al oncólogo herramientas de análisis de datos con el fin de llevar a cabo estudios de
- 20
- protocolos para los entes tumorales dados y para comparar los resultados de diferentes TPSs y fuentes de radiación;
 - proporcionar procedimientos de calibración sencillos para el MLC.
 - verificar la distribución de dosis administradas directamente en la anatomía del paciente y no solo en maniqués homogéneos.
- 25
- reducir los costes globales debidos a las mediciones engorrosas y de larga duración del estado de la técnica y los ensayos de equipos de QA rutinarios.

REIVINDICACIONES

1. Un método para la verificación de los aparatos de radioterapia que comprende las etapas de:
 - proporcionar un aparato de radioterapia (500) para la administración de un haz de radiación, siendo el mencionado aparato de radioterapia configurable para un tratamiento de radiación dado;
 - 5 • proporcionar una descripción o imagen de una diana (330), comprendiendo la mencionada descripción o imagen la forma 3D, la distribución de densidad y la posición de la mencionada diana;
 - proporcionar un dispositivo detector electrónico capaz de proporcionar las respuestas (310) del detector 2D medidas del mencionado haz de radiación en un plano perpendicular al mencionado haz de radiación;
 - 10 • proporcionar un modelo (210) del haz del mencionado aparato de radioterapia, estando basado el mencionado modelo (210) del haz en un conjunto de parámetros (250) de la máquina y en un conjunto de parámetros (240) del modelo del haz;
 - proporcionar valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y para el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz que definen un conjunto de configuración;
 - 15 • irradiar con el mencionado aparato (500) de radioterapia que tiene el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina sin ningún paciente ubicado en la dirección del haz de radiación, y proporcionar las respuestas (310) del detector 2D medidas provocadas por el mencionado haz de radiación para cada conjunto de configuración;
 - 20 • reconstruir las distribuciones de fluencia de fotones administradas (320, S311) que corresponden al haz de radiación, basados en las respuestas (310) del detector 2D medidas, en un algoritmo (300) de fluencia, en el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina, en el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz y en el mencionado modelo (210) del haz;
 - 25 • calcular las distribuciones 3D de dosis administradas (350, S341) basadas en las mencionadas distribuciones (320) de fluencia administradas reconstruidas, en un algoritmo (340) de dosificación y en la mencionada descripción o imagen (330) de la diana.

2. Un método según la reivindicación 1 caracterizado por que además comprende las etapas de:
 - 30 a. proporcionar un modelo (400) de detector;
 - b. calcular las respuestas (420, S411) del detector 2D basadas en la mencionada fluencia (320) de fotones administrados reconstruida, en el mencionado modelo (400) de detector y en el algoritmo (410) de cálculo de la respuesta;
 - 35 c. comparar las mencionadas respuestas (420, S430) del detector 2D calculadas con las mencionadas respuestas (310) del detector 2D medidas;
 - d. proporcionar nuevos valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y reconstruir la fluencia (320, 450) de fotones administrada al incorporar posibles errores (S431) en la mencionada reconstrucción;
 - 40 e. repetir las etapas a a d hasta que la diferencia de valores entre las mencionadas respuestas del detector 2D calculadas (420) y la respuesta del detector 2D medida (310) minimice una función de puntuación.

3. Un método según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, caracterizado por que la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato (500) de radioterapia es importar un plan de tratamiento desde un Sistema de Planificación del Tratamiento.

- 45 4. Un método según la reivindicación 3, caracterizado por que además comprende las etapas de:
 - importar distribuciones (350) de dosis 3-D calculadas o predichas en la mencionada descripción o imagen de la diana (330), que corresponden al mencionado plan de tratamiento importado;
 - comparar las distribuciones de dosis 3-D administradas con las distribuciones (350) de dosis 3-D calculadas o predichas;

- informar un conjunto de parámetros que resultan a partir de la mencionada comparación.
5. Un método según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, caracterizada por que la mencionada etapa de proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia es proporcionar un conjunto de especificaciones definidas por el usuario.
- 5 6. Un método según la reivindicación 5, caracterizado por que además comprende las etapas de:
- extraer subconjuntos de las distribuciones de dosis 3-D administradas en la mencionada descripción o imagen de la diana (330);
 - informar un subconjunto de parámetros de los mencionados subconjuntos para evaluar la calidad de la administración del aparato de radioterapia.
- 10 7. Un método, según la reivindicación 6, caracterizado por que además comprende la etapa de identificar posibles causas de errores debidos a los posibles desajustes de las mencionadas distribuciones (350) de dosis 3-D administradas con las mencionadas distribuciones de dosis 3-D calculadas o predichas en la mencionada descripción o imagen de la diana (330) o, en el caso de valores de los parámetros inesperados, en el mencionado conjunto informado de parámetros.
- 15 8. Un método, según la reivindicación 7, caracterizado por que además comprende la etapa de sugerir modificaciones al plan de tratamiento.
9. Un dispositivo para la verificación (500) de aparatos de radioterapia, siendo el mencionado aparato de radioterapia configurable para un tratamiento de radiación dado, comprendiendo el dispositivo:
- medios de irradiación adaptados a emitir un haz de radiación;
 - un dispositivo (510) detector 2-D electrónico capaz de proporcionar las respuestas (310) del detector 2D medidas del mencionado haz de radiación en un plano perpendicular al mencionado haz de radiación;
 - medios de procesamiento (520) capaces de llevar a cabo las etapas de:
 - ❖ proporcionar una descripción de una diana (330), comprendiendo la mencionada descripción la forma 3D, la distribución de densidad y la posición de la mencionada diana;
 - ❖ proporcionar un modelo (210) del haz del mencionado aparato de radioterapia, estando basado el mencionado modelo (210) del haz en un conjunto de parámetros (250) de la máquina y en un conjunto de parámetros (240) del modelo del haz;
 - ❖ proporcionar valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y para el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz que definen un conjunto de configuración;
 - ❖ reconstruir las distribuciones (320, S311) de fluencia de fotones administradas que corresponden al haz de radiación, basadas en las respuestas (310) del detector 2D medidas, en un algoritmo (300) de fluencia, en el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina, en el mencionado conjunto de parámetros (240) del modelo del haz y en el mencionado modelo (210) del haz;
 - un módulo (530) de software de cálculo de dosis capaz de calcular las distribuciones (350, S341) de dosis 3D administradas en la mencionada descripción de la diana basado en las mencionadas distribuciones (320) de fluencia administradas reconstruidas, en un algoritmo (340) de dosificación y en la mencionada descripción de la diana (330).
- 20
- 25
- 30
- 35
- 40
10. El dispositivo según la reivindicación 9 caracterizado por que los mencionados medios de procesamiento son capaces de llevar a cabo las etapas de:
- f. proporcionar un modelo (400) de detector para los mencionados detectores 2-D electrónicos;
 - g. calcular las respuestas (420, S411) del detector 2D basadas en la mencionada fluencia (320) de fotones administrada reconstruida, en el mencionado modelo (400) de detector y en un algoritmo (410) de cálculo de la respuesta;
 - h. comparar las mencionadas respuestas (420, S430) del detector 2D calculadas con las mencionadas respuestas (310) del detector medidas cuando se irradia con el mencionado aparato de radioterapia que tiene el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina;
- 45

- 5
- i. proporcionar nuevos valores para el mencionado conjunto de parámetros (250) de la máquina y reconstruir la fluencia (320, 450) de fotones administrados al incorporar posibles errores (S431) en la mencionada reconstrucción;
- j. repetir las etapas f) a i) hasta que el valor de la diferencia entre las mencionadas respuestas (420) del detector 2D calculadas y la respuesta (310) del detector 2D mida minimice una función de puntuación.
- 10
11. El dispositivo según la reivindicación 9 o la reivindicación 10, caracterizado por que los mencionados medios de procesamiento para proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia utilizan un plan de tratamiento procedente de un Sistema de Planificación del Tratamiento.
- 15
12. El dispositivo según la reivindicación 11, caracterizado por que los mencionados medios de procesamiento se adaptan además para llevar a cabo las etapas de:
- importar las distribuciones de dosis 3-D predichas en la mencionada descripción de la diana, que corresponden al mencionado plan de tratamiento importado;
 - comparar las distribuciones de dosis 3-D administradas con las distribuciones (350) de dosis 3-D predichas;
 - informar un conjunto de parámetros que resultan de la mencionada comparación.
- 20
13. El dispositivo según la reivindicación 9 o la reivindicación 10, caracterizado por que los mencionados medios para proporcionar un conjunto de parámetros (250) de la máquina para el mencionado aparato de radioterapia proporcionan un conjunto de especificaciones definidas por el usuario.
- 25
14. El dispositivo según la reivindicación 13, caracterizado por que los mencionados medios de procesamiento se adaptan además a llevar a cabo las etapas de:
- extraer subconjuntos de distribuciones de dosis administradas 3-D en la mencionada descripción de la diana;
 - proporcionar un informe de los parámetros de los mencionados subconjuntos para evaluar la calidad de la administración del aparato de radioterapia.
- 30
15. El dispositivo según la reivindicación 13 o la reivindicación 14, caracterizado por que los mencionados medios de procesamiento se adaptan además a llevar a cabo la etapa de identificar posibles causas de errores debidos a los posibles desajustes de las mencionadas distribuciones de dosis 3-D administradas con las mencionadas distribuciones (350) de dosis 3-D predichas en la mencionada descripción de la diana o en el caso de valores de los parámetros inesperados, en el mencionado informe de parámetros.
16. El dispositivo según la reivindicación 15, caracterizado por que se adapta además a sugerir modificaciones del plan de tratamiento.

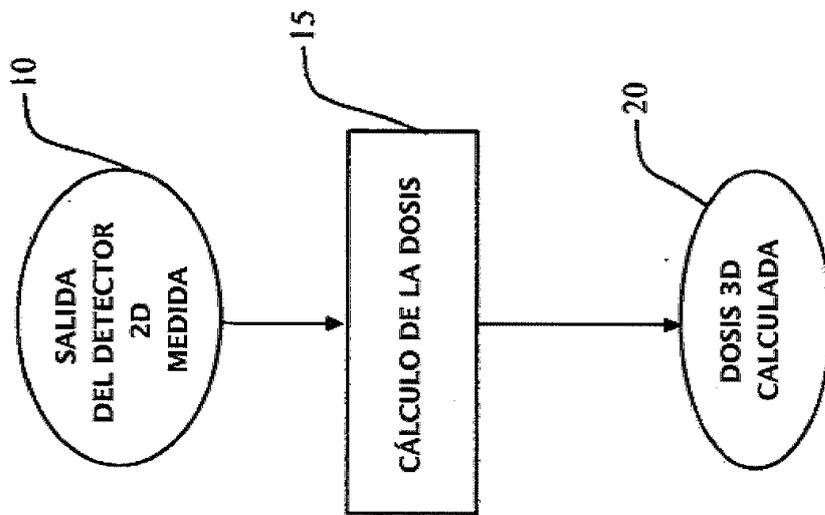


FIG. 1
(TÉCNICA ANTERIOR)

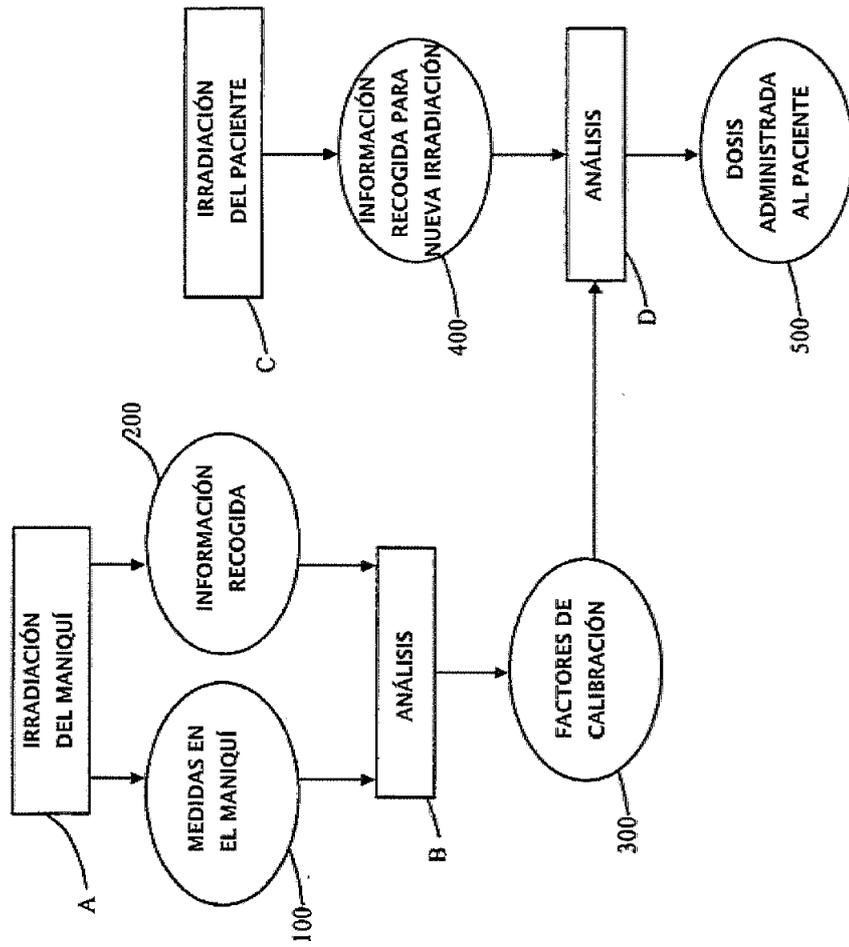


FIG. 1'
(TÉCNICA ANTERIOR)

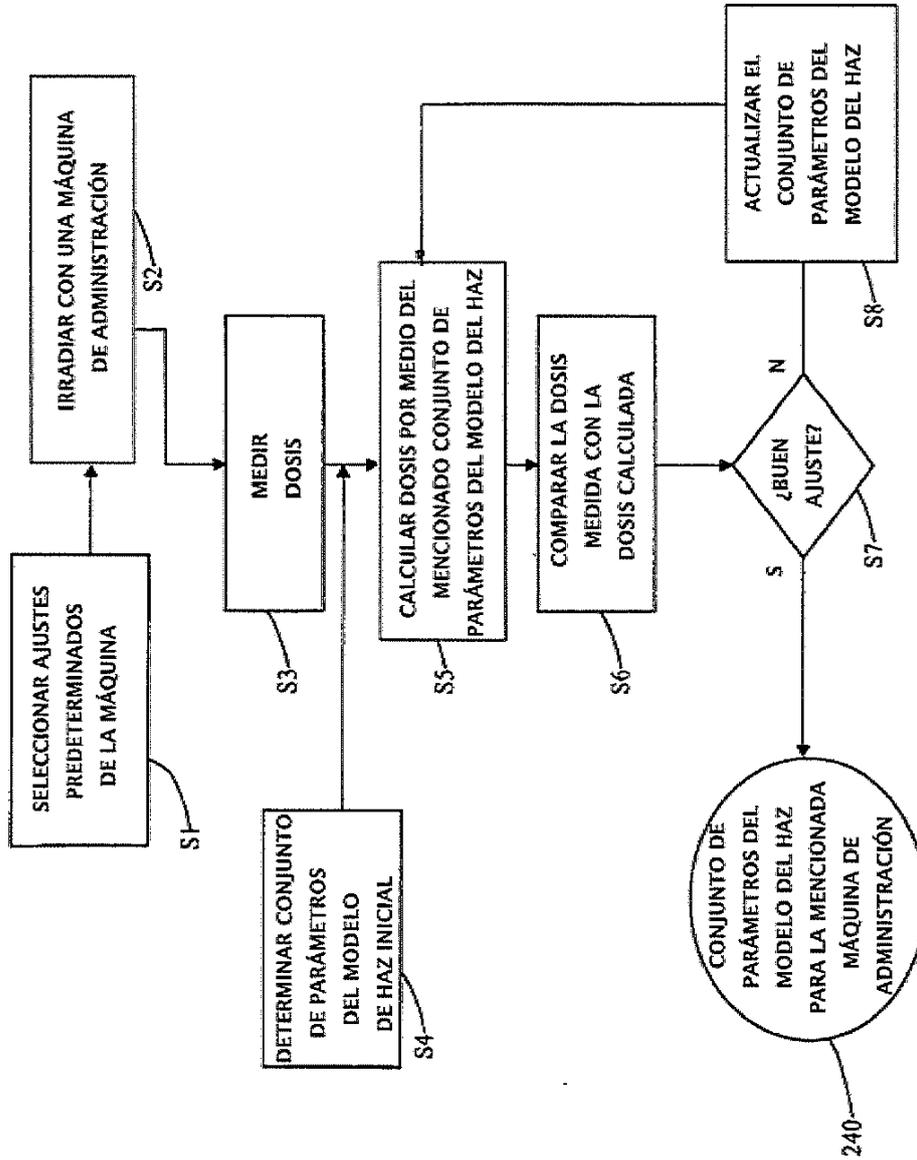


FIG. 2
(TÉCNICA ANTERIOR)

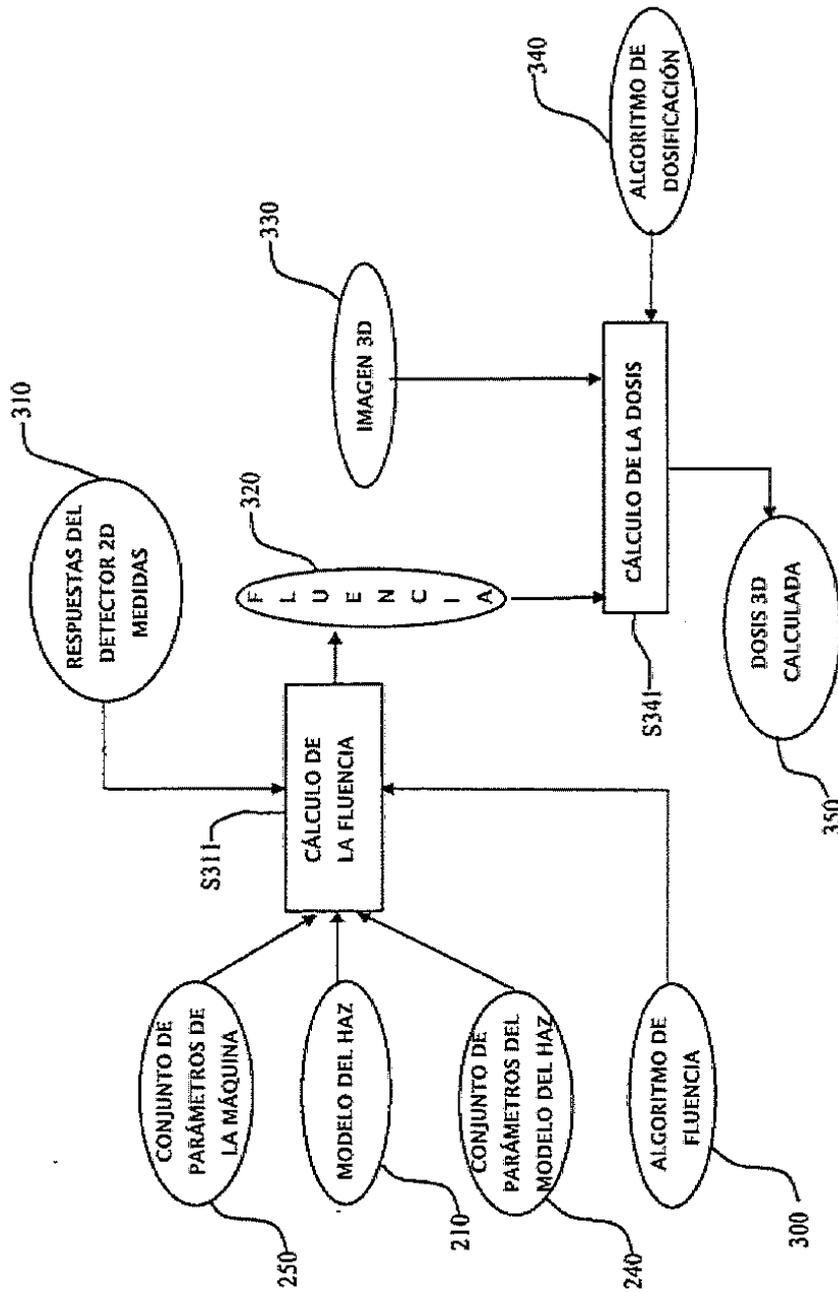


FIG. 3

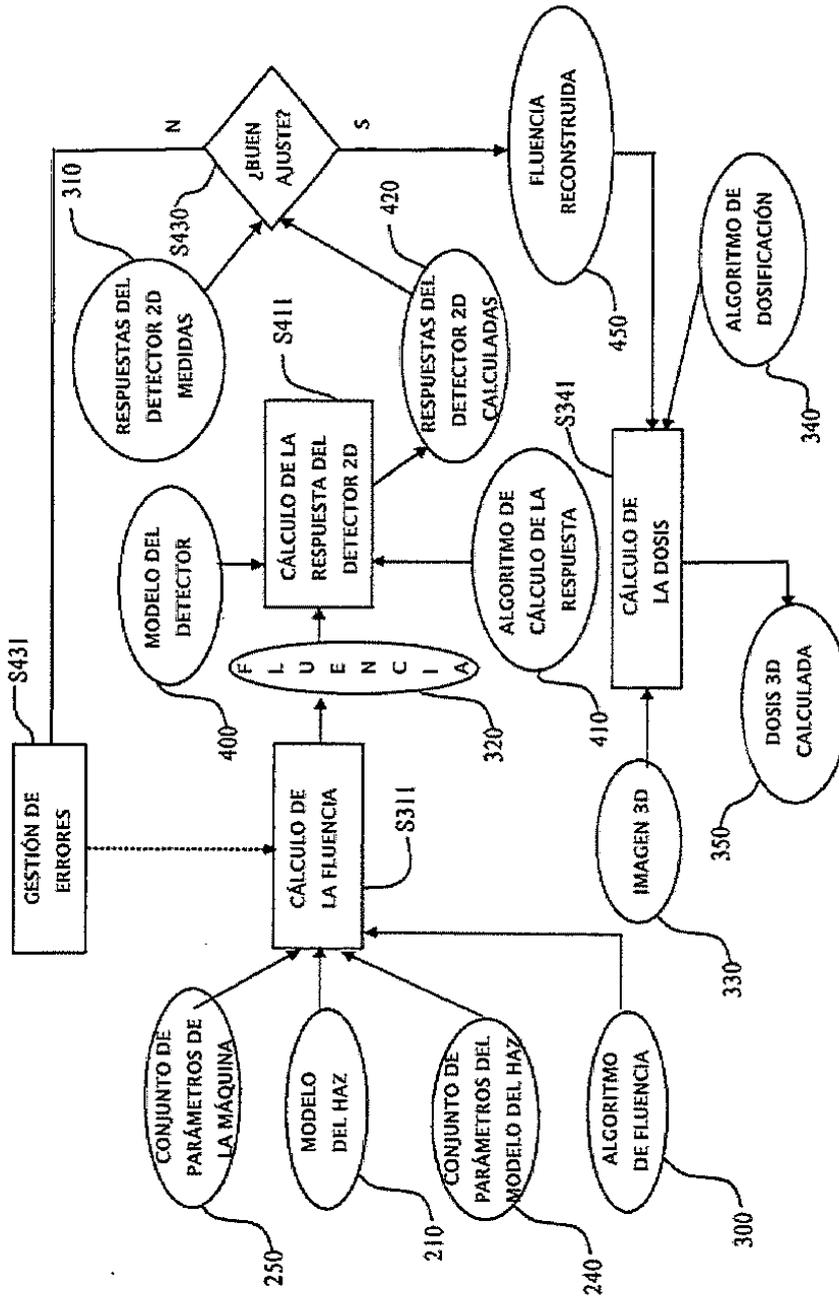


FIG. 4

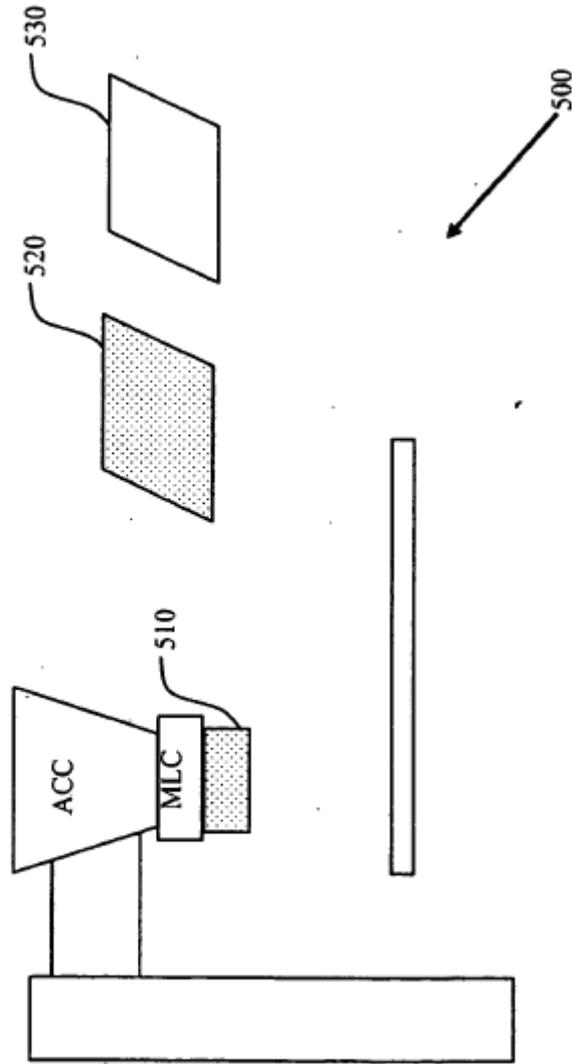


FIG. 5