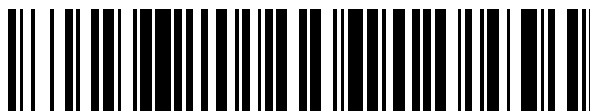


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 542 521**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.05.2009** **E 09742099 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2015** **EP 2315613**

54 Título: **Dispositivo y método para seguimiento de dosis 3D en terapia de radiación**

30 Prioridad:

06.05.2008 EP 08155748

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

06.08.2015

73 Titular/es:

ION BEAM APPLICATIONS S.A. (100.0%)
Chemin du Cyclotron, 3
1348 Louvain-la-Neuve, BE

72 Inventor/es:

BRUSASCO, CATERINA y
MURMAN, ANDERS

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 542 521 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo y método para seguimiento de dosis 3D en terapia de radiación

Campo de la invención

La presente invención se refiere de manera general a terapia de radiación usada para administrar dosis de radiación. Más particularmente, la presente invención se refiere a un dispositivo y un método para seguimiento de dosis 3D durante fracciones de tratamiento consecutivas.

Tecnología de vanguardia

En el contexto de la presente invención, terapia de radiación significa tratamiento por rayos X o haces de electrones. La presente invención es de particular interés para Terapia de Radiación de Intensidad Modulada (IMRT). IMRT es un tipo de radiación de conformación, cuyas formas de dosis de radiación coinciden estrechamente con la forma de un área objetivo. Más particularmente, IMRT es una radioterapia avanzada de alta precisión que utiliza rayos X o haces de electrones controlados por ordenador a fin de administrar dosis de radiación precisas a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor. Por cierto, también se puede usar para curar un tumor no maligno. La dosis de radiación se diseña para ajustarse a la forma tridimensional (3D) del tumor modulando o controlando la intensidad del haz de radiación de tal forma que se enfoca, tanto como sea posible, la mayor dosis de radiación al tumor mientras que se minimiza la exposición de radiación al tejido sano circundante. IMRT normalmente usa un colimador de múltiples láminas (MLC) que puede variar la intensidad del haz de radiación de cada campo que compone el tratamiento del paciente a través del objetivo. Por lo tanto, el tejido sano circundante recibe una dosis mucho menor de radiación que el tumor. Además y para casos especiales, puede haber incluso una dosificación que varíe dentro del tumor. El tratamiento se planea cuidadosamente usando imágenes de tomografía computarizada (CT) 3D del paciente. Tales imágenes se usan en conjunto con cálculos de dosis computarizados a fin de averiguar el patrón de intensidad de sección transversal de haz que se ajustará mejor a la dosis para la forma del tumor. Típicamente, combinaciones de varios campos de intensidad modulada que vienen de diferentes direcciones de haz producen una dosis de radiación a medida personalizada que maximiza la dosis de tumor mientras que también protege los tejidos normales adyacentes. Con el planteamiento de IMRT, se puede administrar con seguridad dosis de radiación mayores y más eficientes a tumores con menos efectos secundarios comparado con técnicas de radioterapia convencionales. Incluso si no se aumentan las dosis, IMRT tiene el potencial de reducir la toxicidad del tratamiento.

La planificación del tratamiento para IMRT es obviamente más compleja que para terapia de radiación convencional, extendiéndose el tiempo de planificación del tratamiento requerido para cada paciente. A diferencia de la administración convencional, la complejidad de los tratamientos de IMRT hace difícil a los operadores detectar durante la administración posibles desviaciones de la secuencia planeada de irradiaciones.

Antes de planificar un tratamiento, se realiza un examen físico y una revisión de la historia médica. Esto comprende exploración de CT a partir de la cual el oncólogo de radiación especifica la forma tridimensional del tumor y los tejidos normales. El dosimetrista y el físico de radiación médica usan esta información para definir el plan de tratamiento. Varios procedimientos de exploración adicionales, incluyendo tomografía de emisión de positrones (PET), CT de haz cónico (CBCT) e imágenes de resonancia magnética (MRI), también podrían ser requeridas para planificación de IMRT. Estas imágenes de diagnóstico ayudan al oncólogo de radiación a determinar la ubicación precisa del tumor objetivo. Típicamente, las sesiones de IMRT comienzan alrededor de una semana después de la simulación. Típicamente, los pacientes se programan para sesiones de IMRT cinco días por semana durante seis a diez semanas.

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 la calidad usados para detectar errores dosimétricos son de importancia crítica. Ejemplos de tales procedimientos incluyen mediciones para verificar la precisión de la administración de las dosis planeadas calculadas por sistemas de planificación del tratamiento y la adquisición de imágenes de portal ortogonal para asegurar un posicionamiento preciso del paciente con respecto al isocentro de la máquina de tratamiento.

IMRT impone exigencias incluso más rigurosas en estos procedimientos de verificación y las hace incluso más esenciales. Los gradientes de dosis altos en campos de IMRT hacen las mediciones de dosis de punto único inadecuadas en la verificación de las distribuciones de dosis significativamente no uniformes. Errores en las distribuciones de dosis de haz de IMRT individuales calculadas por los sistemas de planificación de tratamiento pueden darse debido a que la fuga entre láminas del colimador de múltiples láminas (MLC), por ejemplo, no se representó con precisión. El potencial de errores sistemáticos en la transferencia de ficheros de secuencia de láminas del MLC desde el ordenador de planificación del tratamiento al sistema de grabación y verificación y en la precisión mecánica de los movimientos de las láminas del MLC durante la administración de haz además necesita el uso de estrategias de verificación de IMRT precisas.

La eficacia de la terapia de radiación también se basa en la precisión del posicionamiento del objetivo. Los órganos del cuerpo del paciente pueden cambiar en tamaño, forma y posición de día a día o el paciente puede perder peso durante el periodo de tratamiento. Para hacer un seguimiento de la dosis en la anatomía del paciente durante el

periodo de tratamiento, uno no se puede basar en las imágenes de CT tomadas semanas anteriores al tratamiento y necesitan ser hechas imágenes del paciente repetidas durante el periodo de tratamiento entero.

Por consiguiente, hay una necesidad de verificar la precisión de la distribución de dosis administrada de los campos de tratamiento en conjunto con la anatomía del paciente real observada durante las fracciones de tratamiento consecutivas.

La Pat. de EE.UU. Nº 6.853.702, describe un método para verificación de tratamiento en terapia de radiación. En este método, uno mide la salida de haces de tratamiento sobre el área del haz en un plano perpendicular al rayo central del haz. Esto se logra usando un detector en frente del paciente y uno usa dicha salida medida para calcular la dosis para el paciente usando un algoritmo de dosis. Con referencia a la **FIG. 1**, la salida del detector 2D medida 10 (que corresponde a las imágenes capturadas 40 del documento de la Pat. de EE.UU. Nº 6.853.702), se usa directamente para obtener la dosis 3D calculada 20 (que corresponde a la distribución de dosis 58 de dicho documento) por medio de un algoritmo de dosis y un programa informático, que realiza un cálculo de dosis 15. No obstante, no se proporcionan medios para tener en cuenta los cambios en la anatomía del paciente que ocurren en entre medias de fracciones.

También se conoce a partir del documento WO 03/092813 un método para calibrar detectores a ser usados durante el tratamiento de un paciente. Este método se destina a verificar la precisión de la administración de un haz de tratamiento de radiación generado por un aparato de radiación a un paciente. Con referencia a la **Fig. 1'**, este método comprende principalmente dos pasos de irradiación. Durante el primer paso, se administra una primera irradiación a un objeto de prueba (paso A) y, en cada intervalo de tiempo, las mediciones (100) de la dosis administrada en un objeto de prueba y la información con respecto a la irradiación recogida (200) por medios de información situados entre la fuente de dicho haz de radiación y dicho objeto de prueba (usando por ejemplo un sistema de imágenes tal como una película o EPID) se ponen en relación (paso B). Usando esta relación es posible calcular factores de calibración (300). Según este documento, dichos medios de información pueden ser o bien mediciones por medio de un detector o bien posiciones de láminas del Colimador de Múltiples Láminas. Durante un segundo paso de irradiación (paso C), se irradia un paciente y una vez más se recoge información con respecto a la irradiación (400) de nuevo por medios de información situados entre la fuente de dicho haz de radiación y dicho objeto de prueba. Esta información recogida (400) entonces se analiza junto (D) con los factores de calibración previos (300) a fin de obtener la dosis total para el paciente (500). Este método por lo tanto requiere dos irradiaciones posteriores, la primera cuando se irradia un objeto de prueba y una segunda cuando se irradia un paciente. Es evidente que tal método consume mucho tiempo y no es preciso. Además, este método nunca aborda la verificación del aparato de radiación antes del tratamiento real de un paciente. De nuevo, no se proporcionan medios para tener en cuenta cambios en la anatomía del paciente que ocurren entre medias de fracciones.

Una técnica de verificación de administración para tomoterapia se ha descrito por Kapatoes JM et al. en "Delivery verification in sequential and helical tomotherapy", Phys. Med. Biol., vol. 44, 1999, 1815-1841. La técnica es usando un detector colocado después del paciente en donde las denominadas "señales de detector de salida" (ver párrafo 2.1) se usan para calcular la distribución de fluencia incidente. Como se muestra en la Fig. 2 de este documento, este detector es un denominado "detector de salida" y no un detector de transmisión. La desventaja de esta técnica es que debido a que el detector está colocado detrás del paciente, las señales del detector son una mezcla de fotones primarios y fotones dispersos (ver la leyenda de la Fig. 2). Por lo tanto, la matriz D^P se debe medir después del registro del paciente, antes de cada fracción de tratamiento. Este es un procedimiento que consume mucho tiempo.

Otra técnica de verificación de administración se describe en la WO 2008/053026.

Por consiguiente, no se propone ninguna solución práctica para proporcionar un aparato de radiación precisa y un método de verificación de dosis así como para realizar un cálculo de dosis fácil y rápido que supere los inconvenientes mencionados anteriormente.

Objetivos de la invención

La presente invención aspira a proporcionar un dispositivo y método de verificación que no presenten los inconvenientes de la tecnología de vanguardia.

En particular, la presente invención aspira a reducir el QA de máquina extendido, que consume tiempo y la verificación de plan del paciente necesaria para IMRT.

Además, la presente invención aspira a mejorar considerablemente el método de la tecnología de vanguardia de verificación de IMRT específica del paciente, permitiendo una verificación de dosis 3D en las estructuras anatómicas del paciente.

La presente invención aspira a hacer el seguimiento de la dosis 3D en la anatomía del paciente durante el curso entero del tratamiento del paciente usando imágenes del paciente actualizadas y usando mediciones 2D para reconstruir las fluencias de fotones.

Compendio de la invención

Según un primer aspecto de la presente invención se describe un dispositivo para verificación de administración de haz de radiación a un paciente con un aparato de terapia de radiación. La administración de haz de radiación comprende una o más fracciones de tratamiento administradas en varios días de tratamiento, dicha fracción de tratamiento comprende uno o más haces de radiación, dicho aparato de terapia de radiación que es configurable para una configuración de haz de radiación dada, dicho aparato de terapia de radiación que comprende un sistema de imágenes que suministra imágenes del paciente actualizadas anteriores, durante o después de cada fracción de tratamiento, el dispositivo que comprende:

- medios para recibir configuraciones de haz de radiación para una fracción de tratamiento dada;
- un dispositivo detector 2D electrónico de transmisión capaz de medir respuestas 2D de dicho haz de radiación en un plano perpendicular al eje central de dicho haz de radiación;
- medios para adquirir en tiempo real las respuestas de detector 2D causadas por un haz de radiación administrado por dicho aparato de terapia de radiación que se configura con dicha configuración de haz de radiación;
- medios para importar dichas imágenes del paciente actualizadas desde dicho sistema de imágenes, dichas imágenes del paciente que comprenden una descripción o imagen de la anatomía del paciente que comprende la forma 3D, distribución de densidad y posición del volumen objetivo y/u órganos en riesgo;
- un motor de reconstrucción de fluencia, capaz de calcular, para cada haz de radiación administrado de la fracción de tratamiento, la distribución de fluencia de fotones administrada que corresponde al haz de radiación administrado, en base a las respuestas de detector 2D medidas;
- un motor de cálculo de dosis capaz de calcular la distribución de dosis 3D administrada dentro del paciente en base a dicha distribución de fluencia de fotones administrada para cada haz de radiación de la fracción de tratamiento y en base a dichas imágenes del paciente actualizadas importadas;
- medios para visualizar la citada distribución de dosis 3D administrada en la anatomía del paciente;
- medios para almacenar la citada distribución de dosis 3D administrada a partir de una única fracción de tratamiento;
- medios para acumular las distribuciones de dosis 3D administradas, administradas durante fracciones de tratamiento consecutivas;
- los medios de visualización para visualizar la distribución de dosis 3D acumulada en la anatomía del paciente.

Ventajosamente, el dispositivo según una realización preferida de la presente invención comprende herramientas para analizar la distribución de dosis 3D administrada acumulada. El dispositivo según la invención además comprende:

- medios para analizar estadísticas de volumen de dosis de la distribución de dosis 3D acumulada en base a volúmenes predefinidos o regiones de interés.

Más ventajosamente, según esta realización preferida de la presente invención, el dispositivo además comprende:

- medios para importar la distribución de dosis 3D predicha en la anatomía del paciente, dicha distribución de dosis 3D predicha que se calcula con un sistema de planificación de tratamiento externo;
- medios para comparar la distribución de dosis 3D administrada con la distribución de dosis 3D predicha;
- medios para notificar un conjunto de parámetros resultantes a partir de la comparación.

Ventajosamente, según otra realización preferida de la invención, la comparación de la distribución de dosis 3D administrada en la anatomía del paciente o bien se puede hacer con la distribución de dosis 3D predicha inicialmente realizada con un sistema externo (por ejemplo, un sistema de planificación de tratamiento) anterior al tratamiento del paciente o bien la comparación se puede hacer con una distribución de dosis 3D actualizada, actualizada durante el curso del tratamiento del paciente con un sistema externo usando imágenes del paciente actualizadas tomadas durante el curso del tratamiento del paciente.

Según la realización preferida de la invención el dispositivo es capaz de operar independientemente del aparato de terapia de radiación, recibir solamente las distribuciones de dosis 3D predichas y las imágenes del paciente actualizadas desde dispositivos externos, recibir opcionalmente señales de sincronización desde el aparato de radiación para sincronizar el dispositivo detector 2D con la administración del haz de radiación.

Según un segundo aspecto, la presente invención se refiere a un método para verificación de administración de haz de radiación a un paciente con un aparato de terapia de radiación, dicha administración de haz de radiación que comprende una o más fracciones de tratamiento administradas en varios días de tratamiento, dicha fracción de tratamiento que comprende uno o más haces de radiación, dicho aparato de terapia de radiación que es configurable para una configuración de haz de radiación dada, dicho aparato de terapia de radiación que comprende un sistema de imágenes que suministra imágenes de paciente actualizadas obtenidas anterior, durante o después de cada fracción de tratamiento. El método que comprende los pasos de: proporcionar un dispositivo según la invención; adquirir parámetros de configuración de haz de radiación prescritos; aplicar un haz de tratamiento sin que un paciente sea situado en la dirección del haz y adquirir la respuesta del detector 2D medida correspondiente de dicho haz de tratamiento; calcular la distribución de fluencia de fotones administrados que corresponden al haz de radiación administrada en base a las respuestas de detector 2D medidas, dicho haz de radiación administrado que se especifica por dicha configuración de haz de radiación; importar imágenes de paciente actualizadas desde dicho sistema de imágenes, dichas imágenes de paciente actualizadas que comprenden una descripción o imagen de la anatomía del paciente que comprende la forma 3D, distribución de densidad y posición del volumen objetivo y/u órganos en riesgo; calcular la distribución de dosis 3D administrada dentro del paciente, en base a dicha distribución de fluencia de fotones administrada y dichas imágenes del paciente actualizadas; y mostrar y visualizar dicha distribución de dosis 3D administrada en la anatomía del paciente en un visualizador.

Breve descripción de los dibujos

Las Fig. 1 y 1' representan dos métodos para cálculo de dosis 3D según la técnica anterior.

La Fig. 2 es un diagrama de flujo que representa el método de la tecnología de vanguardia para adaptar un modelo de haz a una máquina de administración dada encontrando un conjunto de parámetros de modelo de haz que mejor se ajusta 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 diagrama de bloques de un dispositivo para verificación de la terapia de radiación según la invención en relación con su entorno.

Descripción detallada de realizaciones preferidas de la presente invención

La presente invención se destina a ser usada con un aparato de terapia de radiación, que administra rayos X de alta energía desde un acelerador lineal de portal isométrico y especialmente con un aparato de IMRT en donde la modulación de haz se logra por medio de un colimador de múltiples láminas (MLC) o mediante mordazas.

Un modelo de haz es una descripción matemática de un aparato de terapia de radiación 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 de haz lateral), las formas y las posiciones de las fuentes de radiación eficaces y la geometría y material de los dispositivos de conformación de haz. Un algoritmo de cálculo de fluencia es un conjunto de reglas matemáticas que calculan la fluencia según el modelo de haz y un conjunto de parámetros dado. La representación de la fluencia calculada (unidades, sistemas de coordenadas) es de tal manera que es compatible con procedimientos de cálculo adicionales para calcular una dosis depositada en el tejido y/o respuesta del detector. Descripciones útiles de técnicas de modelado de haz básicas se proporcionan, por ejemplo, por Wolfgang A. Tomé, "Beam Modelling for a Convolution/Superposition-Based Treatment Planning System", Medical Dosimetry, Vol. 27, Nº 1, páginas 11-19, 2002; o por Nikos Papanikolaou, "Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra", Med. Phys. 20(5), 1993.

Se miden profundidades curvas de dosis y perfiles de haz para diversas profundidades para establecer los parámetros del haz que puede administrar la máquina de tratamiento. Los parámetros del modelo de haz entonces se optimizan a fin de dar la mejor coincidencia entre las predicciones del modelo y los datos dosimétricos medidos. Este modelo de haz entonces se usa en Sistemas de Planificación de Tratamiento de IMRT para calcular la distribución de dosis tridimensional resultante de patrones de modulación de campo. Se usan diversas estrategias en el TPS para optimizar los ajustes de la máquina (números de campos, dosis por campo, modulación de campo, ángulos de pórtico, etc....) a fin de alcanzar tanto como sea posible los objetivos terapéuticos.

En una realización preferida de la invención, se requiere un detector de transmisión bidimensional para proporcionar un mapa bidimensional de mediciones en un plano ortogonal a la dirección del haz. Una tecnología usada para realizar tal detector para haces de hadrones se describe por Bonin et 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 de una formación 2D de 1024 cámaras de ionización dispuestas en una matriz regular de 32 x 32 píxeles. Esta tecnología también se usa en el producto comercial MatriXX fabricado por el Solicitante, que se ha modificado para uso con haces de fotones proporcionando un equilibrio electrónico lateral para cada cámara del detector. El detector 2D se coloca entre medias del paciente y el MLC. Si se realizan mediciones sin el paciente, el detector 2D también se puede colocar en la posición del paciente.

La **Fig. 2** es un diagrama de flujo de datos que representa el método de la tecnología de vanguardia para adaptar un modelo de haz a una máquina de administración dada encontrando un conjunto de parámetros de modelo de haz que mejor encaja en la máquina de administración dada. Como se muestra en el paso S1, el operador selecciona algunos ajustes de la máquina predeterminados. A continuación, como se muestra ahora en el paso S2 y S3, la máquina de administración a ser modelada se usa para irradiar un objeto de prueba usando dichos ajustes de la máquina predeterminados y, usando medios detectores, se mide la dosis. En el paso S4, se selecciona un conjunto de parámetros del modelo de haz, para una máquina de administración similar y usando dicho conjunto de parámetros de modelo de haz la dosis se calcula en los mismos puntos que las mediciones. Las dosis calculadas y medidas entonces se comparan en el paso S5. En caso de que el usuario encuentre la coincidencia adecuada, en la prueba S7, el conjunto de parámetros del modelo de haz actual 240 se dice que representa la máquina de administración. De otro modo, el conjunto de parámetros del modelo de haz se modifica, manual o automáticamente, como se muestra en el paso S8 y se lleva a cabo un cálculo de dosis, volviendo al paso S5.

La **Fig. 3** es un diagrama de flujo de datos que representa un método según la invención. En base a dicho conjunto de parámetros de modelo de haz 240, en los ajustes de la máquina 250 (que se eligen según la puesta en marcha de la máquina y los ajustes de la máquina de tratamiento para la configuración de haz de radiación dada proporcionada por un Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) (energía y dosis, tasa de dosis, posición de MLC, ...)), en el modelo de haz 210 del aparato de RT, en un algoritmo de fluencia 300 y en las respuestas del detector 2D medidas 310, uno obtiene, como se muestra en el paso S311, la fluencia correspondiente 320. Un ejemplo de tal algoritmo de fluencia se describe en Yong Yang, "A three-source model for the calculation of head scatter factors", Med. Phys. 29 (9), 2002.

La fluencia correspondiente 320 entonces se usa junto con una imagen 3D 330, que representa una descripción de la geometría y densidad del objetivo y un algoritmo de dosis 340, a fin de obtener la dosis 3D calculada 350 en el objetivo, como se muestra en el paso S341. Tal algoritmo de dosis 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.

Se debería señalar que usando dicho flujo de trabajo para calcular la distribución de dosis tridimensional en dicha descripción del objetivo, la irradiación de un objeto de prueba real no se requiere más para proporcionar una distribución de dosis medida en el objeto de prueba, en contraste con la técnica anterior (tal como el documento WO 03/092813 por ejemplo). Por lo tanto, el paso de irradiación del método se realiza solamente una vez sin necesidad de ningún objeto de prueba o paciente situado en la dirección del haz.

Nos referimos ahora a la **FIG. 4**. Según la invención, se realiza un ciclo de optimización a fin de proporcionar un cálculo satisfactorio de la fluencia dirigida a un objetivo. Una vez que la fluencia correspondiente 320 se establece como se describió anteriormente, en base a ello uno calcula la respuesta del detector 2D correspondiente 420, como se muestra en el paso S411. Este cálculo de respuesta se basa en simulaciones Monte Carlo de partículas incidentes en la superficie de los medios del detector, en donde también se tienen en cuenta todos los materiales acumulados añadidos. Este cálculo se facilita por un modelo de detector 400 que describe la geometría del dispositivo y un algoritmo de cálculo de respuesta 410 que describe la respuesta del dispositivo a la irradiación. La respuesta del detector 2D calculada 420 entonces se compara con la respuesta del detector 2D medida 310 por una función de puntuación S430 que cuantifica la diferencia entre ellas. A fin de minimizar esta función de puntuación S430 (y por lo tanto la diferencia), es posible incorporar algunos errores de administración y/o modelado directamente en el cálculo de fluencia (por ejemplo, ajustando posiciones de lámina eficaces, transmisión eficaz, efectos de machihembrado eficaces, posiciones de salida eficaz y fuente eficaz), como se muestra en el paso S431. En caso de que esta modificación iterativa de la fluencia converja con una diferencia suficientemente pequeña en la función de puntuación S430, se considera que la última fluencia modificada 320 representa fielmente la fluencia dirigida al objetivo, la cual se indica como la fluencia reconstruida 450. Una vez más, la fluencia reconstruida 450 se usa junto con una imagen 3D 330 que representa una descripción de la geometría y densidad del objetivo y un algoritmo de dosis 340 a fin de obtener la dosis 3D calculada 350 en el objetivo.

El método iterativo también podría no converger, en cuyo caso no hay 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 erróneo, si se omite un segmento, si ocurren fallos de MLC significativos, etc.

Una distribución de dosis 3D constituye un conjunto de datos grande, típicamente del orden de un millón o más puntos de datos. La comparación de dos distribuciones tales por lo tanto requiere algunas herramientas. Un conjunto de tales herramientas comprende diferentes tipos de estadísticas de volumen de dosis, típicamente basadas en volúmenes predefinidos (regiones) de interés. La herramienta de volumen de dosis más común es el histograma de volumen de dosis (DVH). Otro conjunto de herramientas se basa 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 se puede representar por tablas de colores, líneas isodosis o como una superficie 3D. Las líneas se pueden definir en los planos y la dosis extraída a lo largo de estas líneas y mostrar en gráficos 2D. Además, se puede obtener información punto a punto tal como el valor de dosis y las coordenadas seleccionando un punto o bien en un plano o bien en una línea.

Cuando el objetivo es un objeto de prueba de agua homogéneo, la comparación entre las distribuciones de dosis administradas 3D con las distribuciones de dosis 3D predichas permite por una parte extraer un informe de parámetros para evaluar la calidad de la administración del aparato de RT (planicidad, simetría, penumbra, conformación de campo, posición de láminas, ...) y por otra parte identificar posibles causas de errores debidas a desajustes en dicha comparación o errores debidos a valores de parámetros inesperados en dicho informe de parámetros.

Cualquiera que sea el objetivo, no obstante, se puede evaluar y ejecutar 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 acciones comprenden: ajustar las ponderaciones de segmentos para compensar errores de modelado de salida; ajustar las posiciones de MLC/mordaza para compensar errores de modelado de transmisión de punta de lámina y/o errores de posicionamiento sistemáticos; etc.

Según la realización preferida de la presente invención, las imágenes 3D (330) son las imágenes actualizadas obtenidas durante el curso de la administración de fracción de tratamiento. De ahí que el dispositivo según la presente invención calcule la distribución de dosis 3D en el paciente en base a las imágenes del paciente disponibles más recientes y en base a la fluencia de fotones reconstruida determinada con las respuestas del detector 2D.

La **Fig. 5** es un dispositivo 1 para verificación de terapia de radiación según la invención. El dispositivo 1, (encerrado en la línea discontinua) comprende un controlador maestro 2 y un detector 2D 2DD 3. El dispositivo 1 de la invención se muestra en relación con el aparato de terapia de radiación R-App, el sistema de planificación de tratamiento TPS, un sistema de imágenes IMG y la TV de volumen objetivo embebida en un objeto OBJ. El controlador maestro 2 del dispositivo 1 de la invención comprende un módulo de adquisición ACQ 4 para adquirir en tiempo real la señal proporcionada por el detector 2D 2DD y una interfaz INT 5 para recibir configuraciones de haz de radiación RBC desde el sistema de planificación de tratamiento TPS. En base a las señales adquiridas, un motor de reconstrucción de fluencia FRE 6 proporciona datos de fluencia a un motor de cálculo de dosis DCE 7. El controlador maestro 2 también comprende un módulo de importación de imágenes IMIMP 8 para recibir imágenes desde el sistema de imágenes exterior IMG tal como un escáner de CT, un escáner de PET, un reproductor de imágenes de MRI o una CBCT (CT de haz cónico). El motor de cálculo de dosis DCE 7 calcula las dosis 3D usando los datos de fluencia y las imágenes recibidas. Un dispositivo de visualización 9 muestra una representación de las dosis 3D reconstruidas, incluyendo una representación 3D de dicha dosis 3D reconstruida en relación a una imagen de la anatomía del paciente. Como se puede ver en la Fig. 5, el dispositivo 1 de la invención es totalmente independiente del aparato de terapia de radiación R-App. Se puede instalar como un complemento a cualquier aparato de terapia de radiación existente R-App, sin interferir con el trabajo de dicho aparato. Por lo tanto, proporciona una seguridad adicional, independiente.

Por consiguiente, se alcanzan muchas ventajas usando la presente invención. De hecho las realizaciones de la invención permiten:

- identificar rápidamente posibles fuentes de errores durante el QA y la verificación del plan del paciente;
- realizar una verificación de dosis 3D en la anatomía del paciente que es independiente del TPS original, usando datos de la anatomía del paciente y un algoritmo de dosis independiente del TPS;
- dotar al oncólogo con herramientas de análisis de datos para realizar estudios de protocolos para entidades de tumor dadas y para comparar resultados de TPS y fuentes de radiación diferentes;
- proporcionar procedimientos de calibración fáciles para un MLC;
- verificar la distribución de dosis administrada directamente en la anatomía del paciente y no solamente en objetos de prueba homogéneos;
- reducir los costes globales debidos a las mediciones de la tecnología de vanguardia incómodas y de larga duración y las pruebas de QA de equipamiento de rutina.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (1) para verificación de administración de haz de radiación a un paciente con un aparato de terapia de radiación, dicha administración de haz de radiación que comprende una o más fracciones de tratamiento administradas en varios días de tratamiento, dicha fracción de tratamiento que comprende uno o más haces de radiación, dicho aparato de terapia de radiación que es configurable para una configuración de haz de radiación dada, dicho aparato de terapia de radiación que comprende un sistema de imágenes que suministra imágenes del paciente actualizadas obtenidas anterior, durante o después de cada fracción de tratamiento, dicho dispositivo que comprende:
 - 5 • medios (5) para recibir configuraciones de haz de radiación para una fracción de tratamiento dada;
 - 10 • un dispositivo detector 2D electrónico de transmisión (3) capaz de medir respuestas 2D de dicho haz de radiación en un plano perpendicular al eje central de dicho haz de radiación;
 - medios (4) para adquirir en tiempo real las respuestas de detector 2D causadas por un haz de radiación administrado por dicho aparato de terapia de radiación que se configura con dicha configuración de haz de radiación;
 - 15 • medios (8) para importar dichas imágenes de paciente actualizadas desde dicho sistema de imágenes, dichas imágenes de paciente actualizadas que comprenden una descripción o imagen de la anatomía del paciente que comprende la forma 3D, distribución de densidad y posición del volumen objetivo y/u órganos en riesgo;
 - un motor de reconstrucción de fluencia FRE (6), capaz de calcular, para cada haz de radiación administrado de la fracción de tratamiento, la distribución de fluencia de fotones administrada que corresponde al haz de radiación administrado en base a las respuestas de detector 2D medidas, dicho haz de radiación administrado que se especifica por dicha configuración de haz de radiación;
 - 20 • un motor de cálculo de dosis DCE (7) capaz de calcular la distribución de dosis 3D administrada dentro del paciente, dicha distribución de dosis 3D que comprende las contribuciones de cada haz de radiación de la fracción de tratamiento, dicho cálculo de la distribución de dosis 3D administrada que se basa en dicha configuración de haz de radiación, dicha distribución de fluencia de fotones administrada y dichas imágenes del paciente actualizadas importadas;
 - 25 • medios de visualización (9) para visualizar la citada distribución de dosis 3D administrada en la anatomía del paciente;
 - 30 • medios para almacenar la citada distribución de dosis 3D administrada a partir de una única fracción de tratamiento;
 - medios para acumular las distribuciones de dosis 3D administradas, administradas durante fracciones de tratamiento consecutivas;
 - 35 • dichos medios de visualización (9) para visualizar la distribución de dosis 3D acumulada en la anatomía del paciente.
2. El dispositivo (1) según la reivindicación 1, el dispositivo (1) que además comprende:
 - medios para analizar estadísticas de volumen de dosis de la distribución de dosis 3D acumulada en base a volúmenes predefinidos o regiones de interés.
3. El dispositivo (1) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, el dispositivo que además comprende:
 - 40 • medios para importar la distribución de dosis 3D predicha en la anatomía del paciente, dicha distribución de dosis 3D predicha que se calcula con un sistema de planificación de tratamiento externo, dicha distribución de dosis 3D que comprende las contribuciones de cada haz de radiación de la fracción de tratamiento;
 - medios para comparar la distribución de dosis 3D administrada con la distribución de dosis 3D predicha;
 - medios para notificar un conjunto de parámetros resultantes a partir de la comparación.
- 45 4. El dispositivo (1) según la reivindicación 3, en donde dicha distribución de dosis 3D predicha que es la distribución de dosis 3D planeada inicialmente en la anatomía del paciente en base a las imágenes del paciente obtenidas inicialmente con un sistema de imágenes de paciente anterior al inicio de la administración de la fracción de tratamiento.
- 50 5. El dispositivo (1) según la reivindicación 3, en donde dicha distribución de dosis 3D predicha es las distribuciones de dosis 3D planeadas actualizadas en la anatomía del paciente en base a las imágenes del paciente actualizadas

obtenidas con un sistema de imágenes de paciente durante el curso de la administración de la fracción de tratamiento.

- 5 6. El dispositivo (1) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, dicho dispositivo que es capaz de operar independientemente del aparato de terapia de radiación, recibir solamente las distribuciones de dosis 3D predichas, configuraciones de haz e imágenes del paciente actualizadas desde dispositivos externos, recibir opcionalmente señales de sincronización desde el aparato de radiación para sincronizar el dispositivo detector 2D con la administración de haz de radiación.
- 10 7. Un método para verificación de administración de haz de radiación a un paciente con un aparato de terapia de radiación, dicha administración de haz de radiación que comprende una o más fracciones de tratamiento administradas en varios días de tratamiento, dicha fracción de tratamiento que comprende uno o más haces de radiación, dicho aparato de terapia de radiación que es configurable para una configuración de haz de radiación dada, dicho aparato de terapia de radiación que comprende un sistema de imágenes que suministra imágenes del paciente actualizadas obtenidas anterior, durante o después de cada fracción de tratamiento, dicho método que comprende los pasos de:
 - 15 • proporcionar un dispositivo (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6;
 - adquirir parámetros de configuración de haz de radiación prescritos (250);
 - aplicar un haz de tratamiento sin que un paciente esté situado en la dirección del haz y adquirir la respuesta de detector 2D medida correspondiente (310) de dicho haz de tratamiento;
 - 20 • calcular (S311) la distribución de fluencia de fotones administrada (320) que corresponde con el haz de radiación administrado en base a las respuestas de detector 2D medidas (310), dicho haz de radiación administrado que está especificado por dicha configuración de haz de radiación;
 - importar imágenes del paciente actualizadas (330) desde dicho sistema de imágenes, dichas imágenes del paciente actualizadas que comprenden una descripción o imagen de la anatomía del paciente que comprende la forma 3D, distribución de densidad y posición del volumen objetivo y/u órganos en riesgo;
 - 25 • calcular (S341) la distribución de dosis 3D administrada (350) dentro del paciente, en base a dicha distribución de fluencia de fotones administrada (320) y dichas imágenes del paciente actualizadas (330);
 - mostrar y visualizar dicha distribución de dosis 3D administrada (350) en la anatomía del paciente en un visualizador (9).

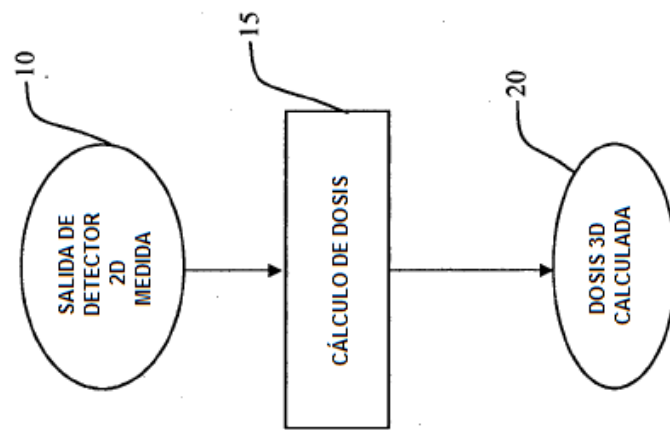


FIG. 1
(TÉCNICA ANTERIOR)

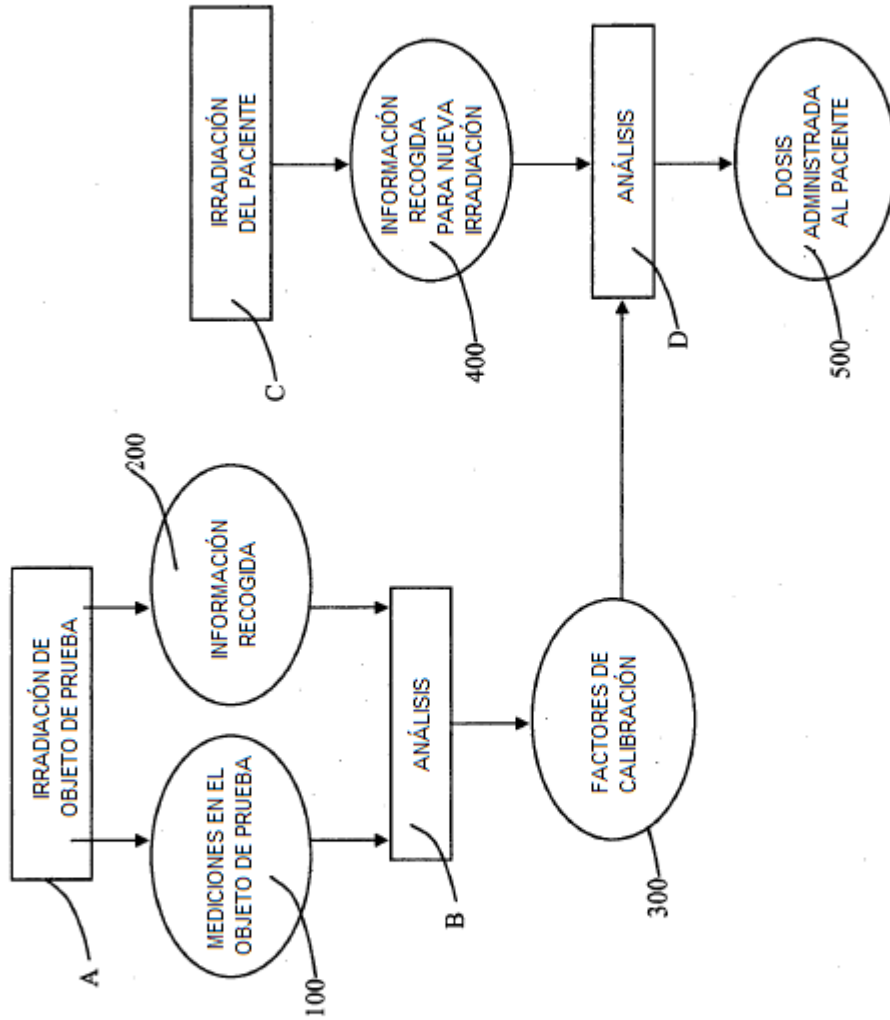


FIG. 1'
(TÉCNICA ANTERIOR)

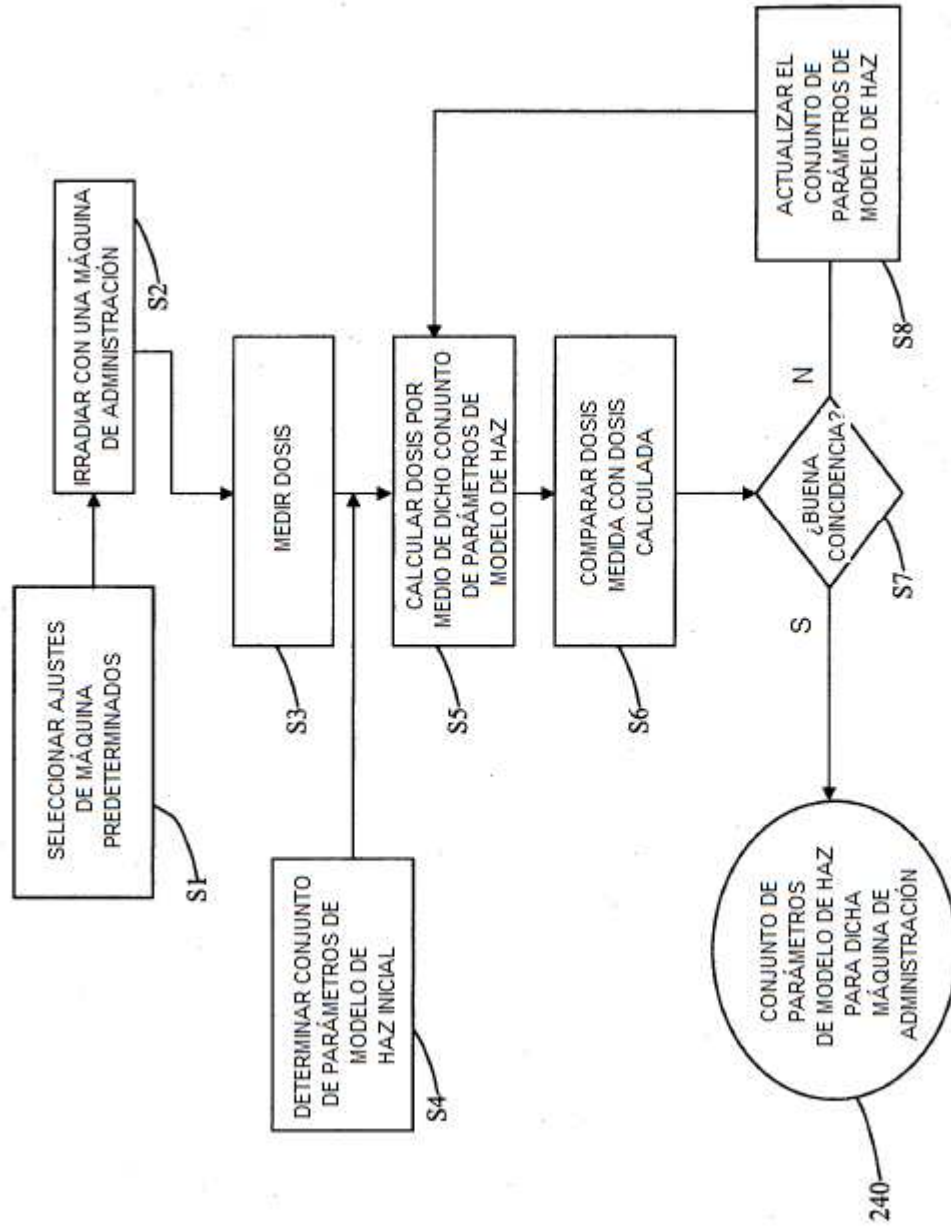


FIG. 2
(TÉCNICA ANTERIOR)

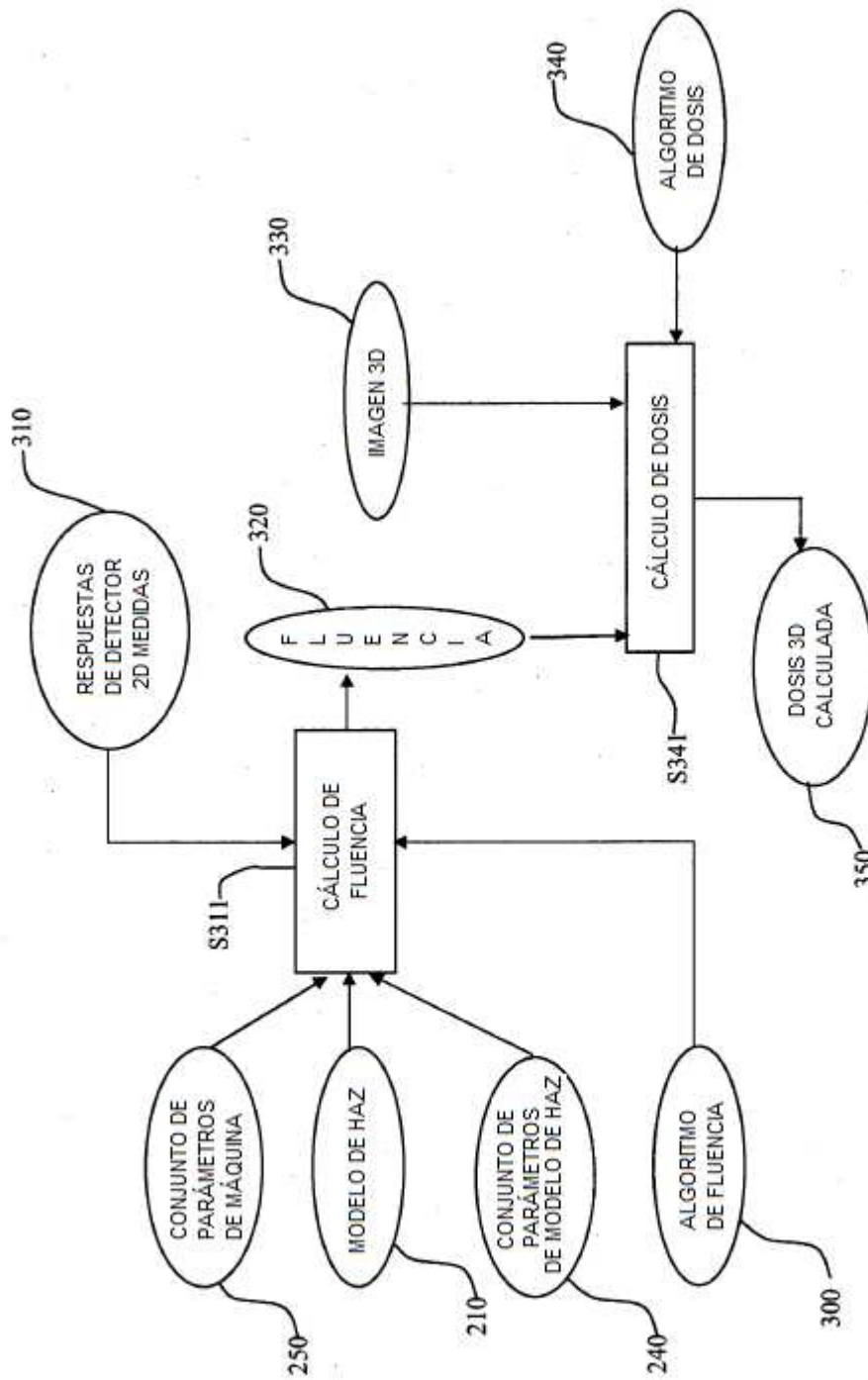


FIG. 3

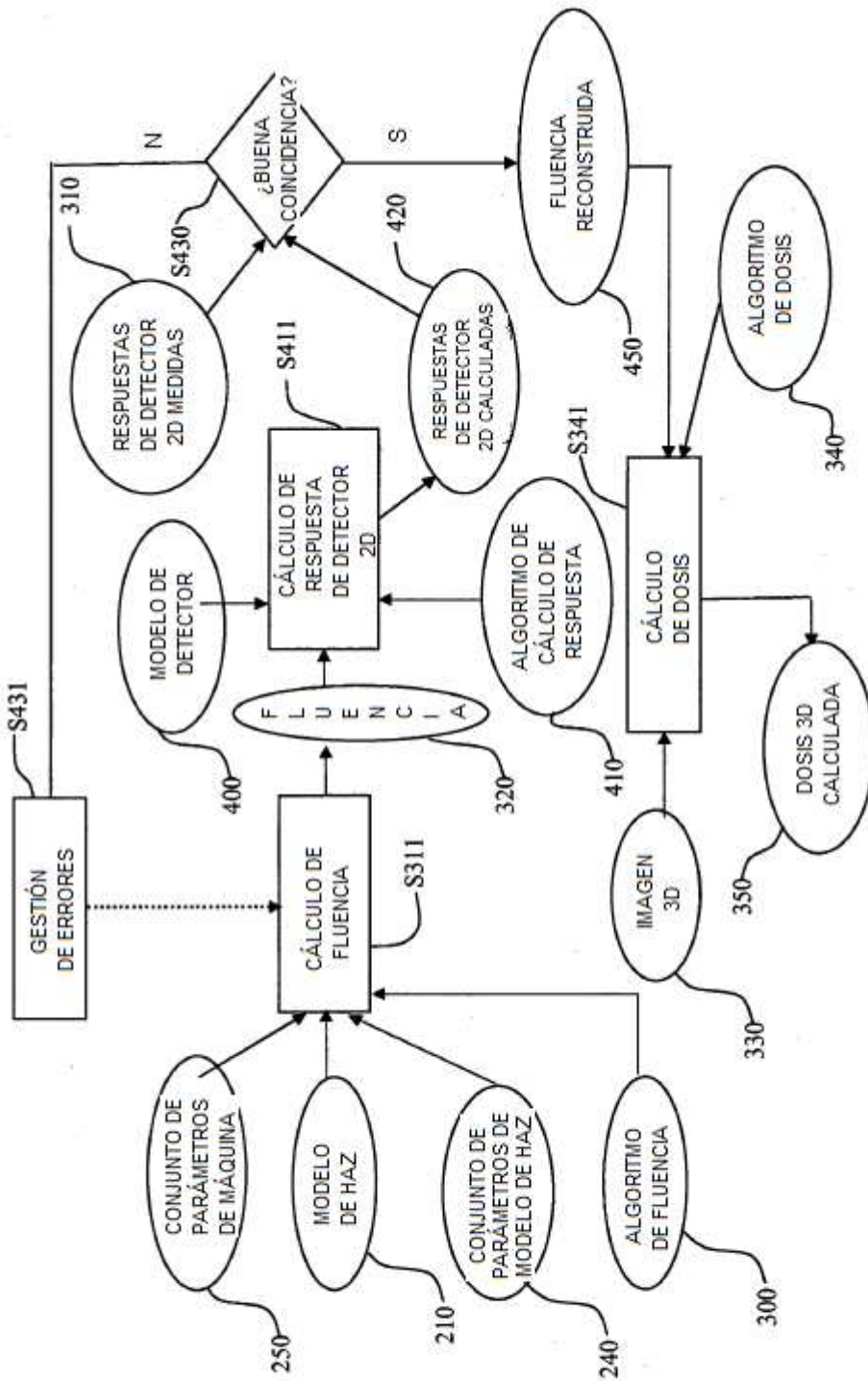


FIG. 4

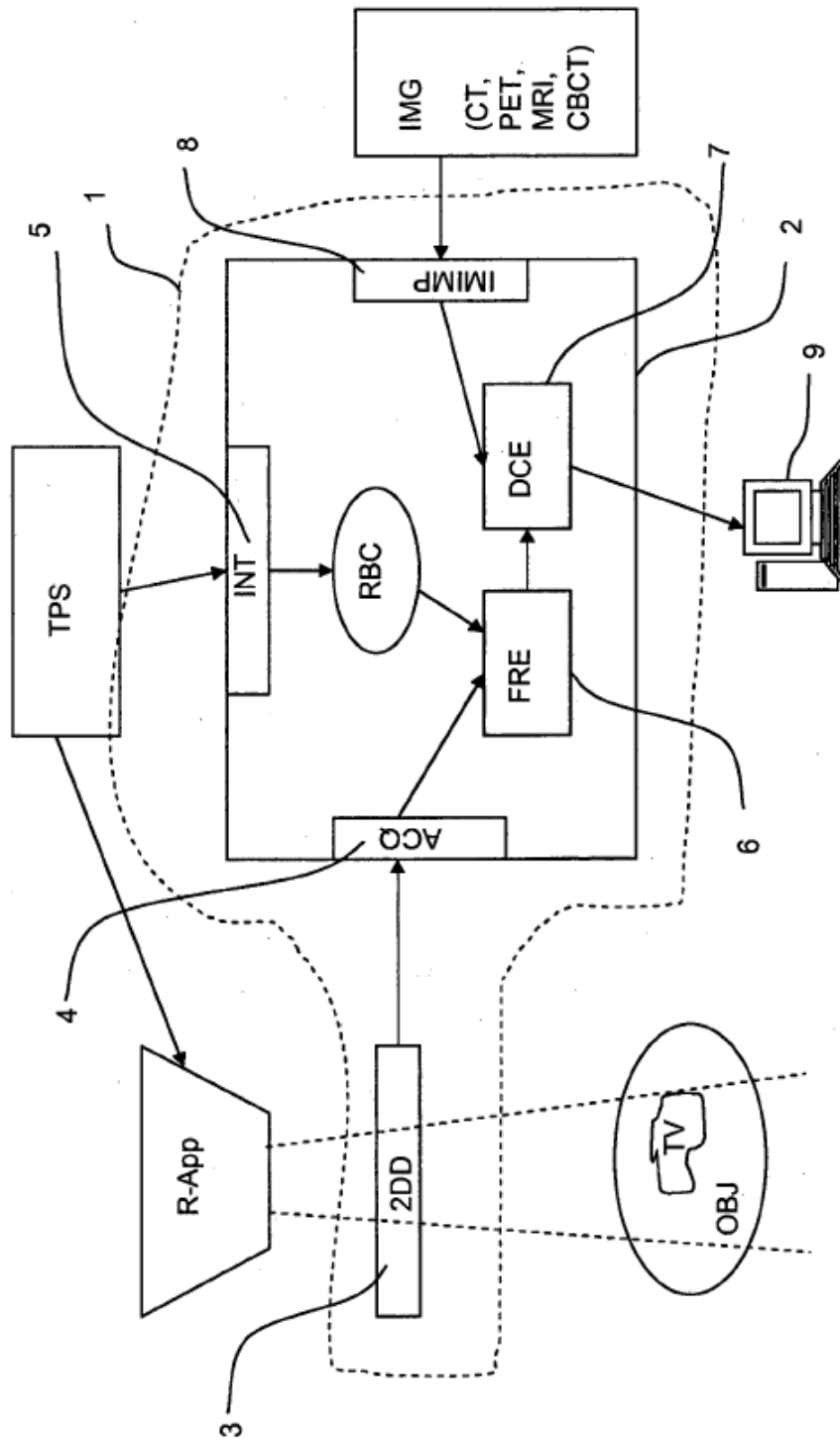


FIG. 5