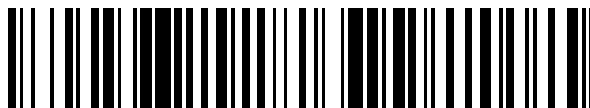


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 409 760**

21 Número de solicitud: 201101009

51 Int. Cl.:

A61N 5/00

(2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A2

22 Fecha de presentación:

13.09.2011

43 Fecha de publicación de la solicitud:

27.06.2013

71 Solicitantes:

**UNIVERSIDAD DE SEVILLA (100.0%)
OTRI-PABELLÓN DE BRASIL, PO. DE LAS
DELICIAS S/N
41012 SEVILLA ES**

72 Inventor/es:

**GALLARDO FUENTES, María Isabel;
GONZÁLEZ ÁLVAREZ, Marcos A.;
QUESADA MOLINA, José Manuel;
PÉREZ VEGA-LEAL, Alfredo;
ABOU-HAÏDAR, Ziad;
BOCCI, Alessio;
CORTÉS GIRALDO, Miguel Antonio ;
ESPINO NAVAS, José Manuel;
ARRÁNS LARA, Rafael;
PÉREZ NIETO, Francisco José y
LÓPEZ DOMÍNGUEZ, José**

54 Título: **SISTEMA Y MÉTODO DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA**

57 Resumen:

Sistema de verificación de tratamientos de radioterapia comprende, al menos, un maniquí cilíndrico (100) y que comprende, a su vez, unos medios motorizados (101) para girar sobre su propio eje (102), estando dichos medios gobernados por los medios de adquisición de datos del sistema (300) y donde, además, en el maniquí (100) se sitúa un detector (200), que consiste en un dispositivo segmentado longitudinalmente; y donde la señal adquirida pasa a una unidad de procesamiento que comprende, al menos, unos medios de reconstrucción de mapa de dosis.

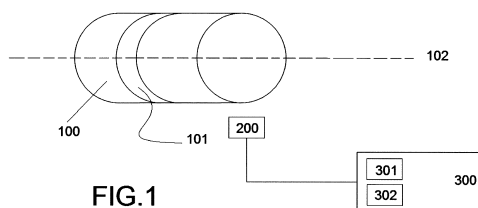


FIG.1

SISTEMA Y MÉTODO DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

DESCRIPCIÓN

5 La presente invención se circunscribe al campo técnico de la tecnología en Física Médica y Biomedicina, más concretamente a un sistema y método de verificación de tratamientos de radioterapia asociado a un algoritmo de reconstrucción de mapas axiales de dosis.

Estado de la técnica anterior

10

El cáncer es la segunda causa de muerte más frecuente en los países desarrollados. Cada año se diagnostican más de un millón de casos únicamente en la Unión Europea. Además, no se puede hablar de una terapia común para esta dolencia ya que, por un lado, el término cáncer agrupa una gran variedad de enfermedades caracterizadas por un incremento incontrolado de las células, mientras que por otro lado, incluso para un tipo de cáncer determinado, éste se debe atacar de manera diferente según el estadio en que se encuentre su desarrollo. Así pues, hasta aproximadamente un 58% de los pacientes tienen una enfermedad local en el momento del diagnóstico, mientras que en el resto, el cáncer se encuentra extendido, es decir, que afecta ya a otras zonas del organismo que pueden estar distantes de la zona donde se originó.

20

A pesar de que el estudio de los oncogenes ha crecido de manera considerable en los últimos años, todavía es imposible utilizar terapia génica para curar el cáncer a escala molecular. Actualmente, los procedimientos empleados para el tratamiento del cáncer son, en general, macroscópicos, tal como la cirugía, quimioterapia y radioterapia.

25

En la actualidad, aunque la cirugía es la forma más efectiva de eliminar el tejido maligno, a veces no se puede acceder al tumor o no se conocen exactamente, los bordes del mismo. Así, combinada con la radiación mejora el índice de curaciones en un 40% aproximadamente. En este mismo sentido se mueven las técnicas actuales, en las que se sincronizan con determinadas pautas los tres tipos de tratamiento.

30

Un tratamiento especial de radioterapia es la radioterapia con intensidad modulada (IMRT). Esta técnica está especialmente indicada cuando la zona a tratar (volumen blanco) está muy cercana a órganos especialmente sensibles a la radiación (conocidos como órganos de riesgo) los cuales en muchas ocasiones se ven envueltos en parte de su superficie por el tumor. La IMRT utiliza varios haces, asociados a sendos ángulos de giro de la cabeza del

35

acelerador, con fluencia variable. Una manera de conseguir esta fluencia variable es dividir cada haz en varios subcampos irregulares, creados por medio de distintas distribuciones de colimadores multiláminas.

- 5 Para poder aplicar esta técnica hay que cumplir con una serie de pasos. El primero de ellos es una evaluación clínica del paciente. Posteriormente se obtienen imágenes 3D de la zona afectada y se localizan en ella el volumen blanco y los órganos de riesgo, estableciéndose la dosis de prescripción para el primero y los límites máximos permitidos para los segundos. Con esta información se planifica el tratamiento, es decir, se obtienen los parámetros
10 óptimos del tratamiento haciendo uso de determinados algoritmos correctamente empleados por un radio-físico experimentado.

- Debido a la complejidad de la técnica comparada con la radioterapia convencional, es necesario realizar más medidas para verificar la bondad del todo el tratamiento. Estas
15 medidas se engloban en dos apartados esencialmente: (a) verificación del equipo; y (b) verificación de la distribución de la dosis calculada.

- El primer apartado no depende de un tratamiento concreto y se realiza de manera rutinaria cada cierto tiempo previamente establecido. Consiste, esencialmente, en comprobar el
20 correcto movimiento y posición de los colimadores multiláminas, de los ángulos de la cabeza del acelerador y del comportamiento del haz al inicio de la irradiación, entre otros factores.

- El segundo grupo de medidas debe asegurar que la distribución de dosis calculada previamente por el planificador para el tratamiento de un paciente específico, es la que
25 efectivamente se va a obtener. Como obviamente esta distribución no puede medirse directamente en el paciente, se utiliza un maniquí al que se le aplica el tratamiento completo, con las mismas etapas y parámetros que el calculado para el propio paciente: obtención de su imagen 3D, cálculo de la distribución de dosis mediante el planificador y, finalmente, verificación del tratamiento midiendo las dosis depositadas. Es este punto del
30 proceso donde se engloba el objeto de la presente invención.

- Tradicionalmente, estas verificaciones se han estado realizando mediante películas radiográficas, que se insertan en el maniquí, se irradian al mismo tiempo que éste y, posteriormente, se revelan. Al leer las placas mediante un escáner de transmisión, es posible
35 obtener un fichero en el que la densidad óptica es función de la dosis absorbida y, por tanto, se puede visualizar el mapa de dosis. No obstante, el uso de estas películas no está exento de inconvenientes, como son la excesiva sensibilidad en su manipulación, revelado y dificultad

de almacenaje. Sin embargo, la mayor de ellos radica en que en los últimos años se está produciendo una imparable implantación de la radiología digital, que está desplazando rápidamente a las películas y reveladoras convencionales.

- 5 Como consecuencia, los hospitales están siguiendo una política de progresivo desmantelamiento de sus reveladoras. Es más probable, por tanto, que a corto o medio plazo, las casas comerciales que manufacturan películas radiográficas se planteen la rentabilidad de mantener abiertas líneas de producción para productos cuyo consumo se reduce día a día. Este hecho, unido al incremento relativo de los costes de mantenimiento de
10 reveladoras, cuya utilización se reduce a unas pocas placas al día, implicará con gran probabilidad que la dosimetría fotográfica, basada en películas convencionales, desaparezca en un plazo relativamente breve.

- Por otro lado, la técnica de la *radioterapia con intensidad modulada* (IMRT) se emplea en
15 cada vez mayor número de centros. Esta técnica, debido a sus particularidades intrínsecas, introduce un obligado proceso de verificación individualizada para cada paciente, que implica el uso de películas. Por tanto, el auge de la IMRT coincide con el declive de la radiometría convencional.

- 20 A pesar de los inconvenientes citados, las películas tienen ventajas que no han podido suplirse hasta la fecha. Éstas son su alta resolución espacial (del orden de la décima de milímetro) determinada por el tamaño del grano de la película y la resolución del escáner, y la obtención de los mapas de dosis en los mismos planos axiales en los que se han obtenido previamente las imágenes de TAC sobre las que se realiza la planificación del tratamiento.

- 25 Dado lo anterior, es preciso desarrollar nuevos sistemas de detección que mejoren los tradicionales y que sean capaces de verificar de una forma simple, correcta y económica, el tratamiento de IMRT para que este se pueda aplicar de forma óptima y segura.

- 30 La sustitución lógica de las películas radiográficas son las películas radiocrómicas y las placas de radiografía digital. En ambos casos, no es posible una medida en tiempo real de la dosis. En las películas radiocrómicas, el proceso de conversión conlleva el uso de escáneres que lean el grado de ennegrecimiento. Posteriormente, se establece una calibración de éste a dosis. La respuesta en la superficie de la placa o la película no es uniforme lo que se requiere
35 un análisis tedioso y complicado. Además, en el caso de la película hay que realizar este proceso para cada lote. Para las placas digitales, que se pueden reutilizar, hay que establecer una calibración para cada píxel y, aún así, se tiene un alto grado de dependencia angular y

del tamaño del campo.

El siguiente paso de sistemas de detección es el basado en *2D – arrays*. De éstos existen en el mercado los siguientes:

5

- IMRTLog de la casa ONCOlog Medical [<http://www.oncolog.net>]. Consiste en un 2D array de diodos (506 diodos). La resolución espacial es de 5 a 10 mm.
- l'mRT MatriXX, de la casa Scanditronix/Wellhöfer [<http://www.scanditronix-wellhofer.com>] constituida por cámaras de ionización pixel – segmentadas (1020). La resolución espacial es del orden de 10 mm.
- MapCHECK de la casa Sun Nuclear [<http://www.sunnuclear.com>]. Está formada por un array 2D de diodos (445). La separación de los diodos es de 7,1 a 14,1 mm.
- 2D-Array, de la casa PTW-Freiburg [<http://www.ptw.de>] formada por 256 (o 729) cámaras de ionización separadas 16 mm o 10 mm.

10

15

Todos estos sistemas tienen la ventaja sobre las películas de que proporcionan la dosis en tiempo real. Sin embargo, su resolución espacial es peor, del orden del centímetro en todos ellos. Necesitan una electrónica complicada por el gran número de canales y no son efectivos para obtener mapas de dosis en planos axiales. De hecho, muchos de ellos están diseñados para ser irradiados únicamente perpendicularmente. Esto implica que son útiles para la verificación de cada campo de IMRT pero no para el tratamiento total.

20

Esto último también ocurre con la dosimetría portal (ver por ejemplo, el sistema *Varian aS500* [<http://www.varian.com>]). En este caso, se utiliza el detector de silicio amorfo que está fijado al acelerador, originalmente para obtener una imagen de la zona de tratamiento que verifique su buen posicionamiento. Así, se obtienen unos valores de dosis que provienen de medidas de fluencias no directamente relacionadas con la dosis real absorbida en el paciente o el maniquí irradiado.

25

El sistema comercial Delta4R ScandiDos [<http://www.scandidos.com>] constituido por matrices de diodos en dos planos perpendiculares es un primer intento de medir las dosis absorbidas en varios planos de un tratamiento de IMRT. Sin embargo, las medidas reales se realizan en sólo unos pocos puntos, completándose los mapas con datos provenientes del planificador.

30

Los sistemas descritos hasta ahora resuelven la limitación de las películas relacionadas con la obtención de dosis en tiempo real. Sin embargo, tienen aún una resolución espacial pobre

relacionada con la de las primeras y siguen, en general, sin ser útiles para obtener mapas de dosis del tratamiento completo en los planos de interés. Actualmente se está trabajando en prototipos centrados en aumentar esa resolución espacial y la velocidad de obtención de dichos mapas de dosis. La primera es necesaria para verificar las propiedades de los pequeños campos que pueden utilizarse en técnicas sofisticadas como la IMRT o, sobre todo, radiocirugía. Se trata de detectores de silicio (pixelados o segmentados) con una resolución espacial submilimétrica. El Δ OSI [I.Redondo et al., *Nuclear Instruments and Methods in Physical Research A*563 (2006) 229-232; S. Manolopoulos et al., *Phys. Medic. Biol.* 54 (2009) 485-495] es un prototipo basado en la tecnología de microtiras de silicio con una respuesta muy rápida, válida para medida de campos dinámicos. En esta misma línea se encuentra el CMRP DMG [J.H.D. Wong et al., *Medical Physics* 37(2) (2010) 427-439], una "lupa de dosis", constituida también por silicio. La limitación de estos sistemas es que únicamente miden dosis en una dimensión y con un campo de luz pequeño (aproximadamente 30 mm). La electrónica asociada y el sustrato donde van montados hacen que no puedan irradiarse en cualquier dirección o que la respuesta dependa del ángulo.

En el marco del proyecto europeo MAESTRO [C. Talamoni et al., *Nuclear Instruments and Methods in Physical Research A*583 (1) (2007) 114-118] se ha propuesto un módulo de detectores de silicio pixelados dispuestos en un plano. El mejor compromiso entre complejidad electrónica y granularidad se ha conseguido con un tamaño de píxel de 2x2 mm². Aún así, el sistema es demasiado voluminoso debido a la electrónica asociada y no está diseñado para medir en planos axiales.

Explicación de la invención

Es un objeto de la invención, disponer de un sistema de verificación para un tratamiento de radioterapia, en concreto la IMRT, en los que podríamos destacar las siguientes características como esenciales y que son objetivo de la presente invención:

- Alta resolución espacial, del orden del milímetro.
- Independencia de la energía en el rango usado en terapia.
- Respuesta lineal con la dosis.
- Dado que la verificación de los tratamientos se realiza normalmente en el plano axial del paciente, sería deseable que el detector se pudiera insertar en un maniquí en esta disposición.
- Dado que el objetivo del detector es simular el tratamiento en un paciente, es aconsejable que tenga un número atómico similar al del agua, minimizando en lo

posible el cableado metálico o el sustrato en que se monta.

- Si el detector necesita una electrónica asociada, es conveniente considerar el daño que produce la irradiación continuada a los dispositivos electrónicos y desplazar todo lo posible los elementos electrónicos de la incidencia directa del haz de radiación.

La presente invención resuelve los problemas técnicos indicados en el estado de la técnica actual y que se resumen en:

- (a) Las películas radiográficas y radiocrómicas no proporcionan la medida de la dosis en tiempo real. Las primeras dependen de sistemas de revelado cada vez más escasos en los hospitales. Por su parte, las películas radiocrómicas, presentan una respuesta que implica una pobre discriminación en dosis en el rango de mayor interés terapéutico, además de un tedioso proceso de calibrado y análisis, que hay que repetir con cada nuevo lote de placas.
- (b) En el caso de los sistemas de imagen portal, que giran solidariamente con el brazo del acelerador y están situados perpendicularmente al eje del haz, únicamente pueden representar las fluencias en planos según esta dirección. Además, la conversión de esta fluencia en dosis absorbida resulta complicada.
- (c) Los "2D Arrays", que ya miden en tiempo real, se encuentran comercialmente en dos opciones:
 - a. Basada en cámaras de ionización
 - b. Constituida por detectores semiconductores.

Tanto una opción como la otra presentan una disposición en la que la matriz de detectores está insertada en una placa, con parte de la electrónica asociada situada en uno de los bordes del equipo. Dicha disposición impide situarlos en planos transversales, por lo que únicamente son capaces de medir en los planos coronales del tratamiento. Además, la electrónica asociada está ligada al sistema de detección, con lo cual la dirección de incidencia del haz queda limitada para no dañar los circuitos electrónicos.
- (d) Finalmente, existen prototipos con una alta resolución espacial, pero con una electrónica asociada considerable que limita la incidencia del haz de radiación a la vertical; su campo de luz es además pequeño. Son útiles para medidas de perfiles en una dimensión de campos pequeños o las penumbras de los mayores.

La presente invención resuelve estos problemas, ya que describe un sistema innovador de verificación de tratamientos radioterápicos complejos con resolución espacial del orden del

milímetro, capaz de medir dosis en planos axiales en tiempo real.

Más concretamente, el sistema está compuesto por un detector segmentado unidimensionalmente en tiras de silicio que se inserta en un maniquí cilíndrico, especialmente diseñado y con capacidad de rotación, que permite obtener valores de dosis en distintas orientaciones de las tiras respecto al haz de irradiación. A estos datos se les aplica un algoritmo, también innovador en este contexto, capaz de reconstruir en tiempo real el mapa de la dosis en un plano axial.

En un primer aspecto de la invención, el sistema de verificación de tratamientos de radioterapia comprende, al menos, un maniquí cilíndrico y que comprende, a su vez, unos medios motorizados para girar sobre su propio eje, estando dichos medios gobernados por los medios de adquisición de datos del sistema y donde, además, en el maniquí se sitúa un detector, que consiste en un dispositivo segmentado longitudinalmente; y donde la señal adquirida pasa a una unidad de procesamiento que comprende, al menos, unos medios de reconstrucción de mapa de dosis,

Este sistema es, por tanto, útil no solo para el control de calidad de campos individuales, sino también, y lo que es más importante, para la verificación del tratamiento completo de radioterapia, ya que permite comparar las medidas experimentales directamente con la distribución de dosis teórica que se tiene de manera habitual en dichos planos axiales. Además, y gracias al algoritmo utilizado para la reconstrucción, este se consigue con una electrónica muy simple, y permite, a su vez, mejorar la resolución espacial.

A lo largo de la descripción y las reivindicaciones, la palabra "comprende" y sus variantes no pretenden excluir otras características técnicas, aditivos, componentes o pasos. Para los expertos en la materia, otros objetos, ventajas y características de la invención se desprenderán en parte de la descripción y en parte de la práctica de la invención. Los siguientes ejemplos y dibujos se proporcionan a modo de ilustración, y no se pretende que sean limitativos de la presente invención. Además, la presente invención cubre todas las posibles combinaciones de realizaciones particulares y preferidas aquí indicadas.

Breve descripción de los dibujos

FIG 1. Muestra de forma esquemática el sistema de verificación de tratamiento de radioterapia, objeto de la presente invención.

FIG 2. Muestra una gráfica con la reconstrucción de una dosis puntual para el primer

ejemplo práctico, en donde la Fig.2a muestra la reconstrucción a partir de las dosis media depositada en cada tira de un supuesto detector de 16 tiras y superficie 5x5 cm², para ángulos θ espaciados 5°. En la figura de la izquierda se representa la dosis teórica (línea de puntos) y la reconstruida (línea continua) frente al número de tira. A la derecha se representa lo mismo en tres dimensiones. La Fig.2b representa lo mismo pero considerando un número de tiras muy alto (500) y la misma superficie del detector, nótese el cambio de escala entre la Fig.2a y la Fig.2b.

FIG 3. Muestra los resultados en 2D y 3D del segundo ejemplo mostrado.

FIG 4. Mapa de dosis (2D y 3D) obtenida por el planificador para el tratamiento del ejemplo 3.

FIG 5. Mapa de dosis (2D y 3D) reconstruido del ejemplo 3a.

FIG 6. Mapa de dosis (2D y 3D) reconstruido del ejemplo 3b.

FIG 7. Comparativa de las dosis asociadas a las figuras 4 y 5 (Fig.7a) y 5 y 6 (Fig.7b) en el eje x e y. Nótese que la anchura de reconstrucción es la dimensión lateral del detector dividida por $\sqrt{2}$.

Exposición detallada de un modo de realización y ejemplos

Realización práctica de la invención

En una realización práctica de la invención, el sistema de verificación de tratamientos de radioterapia comprende, al menos, un maniquí cilíndrico **100**, fabricado íntegramente en polietileno, y que comprende medios motorizados **101** para girar sobre su propio eje **102**, estando dichos medios gobernados por los medios de adquisición de datos del sistema **300**.

En el maniquí **100** se sitúa un detector **200**, que consiste en un dispositivo segmentado longitudinalmente. En una primera realización, el detector consiste en un detector de silicio sensible a la posición segmentado en una de sus caras (SSSSD: *Single-Sided Silicon Strip Detector*) aunque no se descartan otros detectores con características equivalentes, como el detector de silicio segmentado en ambas caras (DSSSD: *Double-Sided Silicon Strip Detector*) que disminuiría el tiempo de adquisición de datos. Este equipo se utiliza habitualmente para realizar conteo de partículas y medida de sus respectivas energías con resolución angular en experimentos de física nuclear básica, pero no se conoce su empleo en la verificación de tratamientos de radioterapia.

Los medios de adquisición de datos **300** comprenden, al menos, medios de pre-amplificación **301** analógica y conversión AD **302**. Finalmente, esta señal pasa a una unidad de

procesamiento que comprende, al menos, unos medios de reconstrucción de mapa de dosis, en donde si se considera la dosis absorbida en cada punto como una función $f(x,y)$ donde x e y son las coordenadas del plano axial, ésta se reconstruye a partir de las dosis recogidas en cada uno de los segmentos longitudinales de los que se compone el detector, en medidas
 5 realizadas a diferentes orientaciones (ángulos de rotación) del mismo. Dichas dosis constituyen la *función proyectada*, mediante la transformada de Radon, del mapa de dosis $f(x,y)$ que se desea obtener. A partir de la función proyectada se puede obtener el mapa de dosis gracias al teorema de proyección, que permite obtener el mapa de dosis como la retroproyección del producto de convolución de la función proyectada (dosis recogidas en
 10 cada uno de los segmentos longitudinales a diferentes orientaciones del detector) por una función de filtro, obtenida mediante transformada de Fourier inversa. Asimismo, el formalismo del teorema de proyección requiere que el valor de la función proyectada tienda a anularse en los extremos del sistema de medida o detector. Por lo tanto, se aplica un filtro de supresión de fondo que consiste en sustraer, a todas las medidas, el valor mínimo
 15 registrado durante la obtención de la función proyectada. A continuación se aplica el teorema de proyección sin este fondo, considerando en este proceso una ventana de Hamming para eliminar distorsiones provocadas por componentes espúreas de alta frecuencia espacial. Posteriormente se vuelve a añadir el valor sustraído previamente, obteniendo el mapa de dosis $f(x,y)$.

20

Ejemplo 1. Comprobación del funcionamiento del sistema con una dosis cuasi puntual

El caso de una dosis cuasi puntual es un caso matemáticamente ideal que, a pesar de su simplicidad, requiere especial atención debido a las características singulares de la función
 25 matemática empleada (función *delta de Dirac*). Está asociado al caso más complicado desde el punto de vista de la reconstrucción, es decir, un buen resultado para una imagen puntual implica buenos resultados en cualquier otra distribución real.

Así pues, se concreta una superficie de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ compuesta de 16×16 píxeles de superficie a^2
 30 ($a=3,1 \text{ mm}$) totalmente cubierta por un detector teórico (copia de uno real) con 16 tiras de $a=3,1 \text{ mm}$ de anchura cada una. En ella se define una distribución de dosis en la que se deposita 1 Gy únicamente en el centro del píxel (9,13). Esta irradiación puntual se ha definido mediante la función delta de Dirac en dos dimensiones, con lo cual, idealmente, deberíamos registrar una dosis nula en todos los píxeles, excepto el píxel elegido (9,13)
 35 donde se obtendría $d = 1/a^2 = 0,104 \text{ Gy}$ tras evaluar la dosis integrada a toda la superficie ocupada por el píxel.

A partir de las lecturas a distintos ángulos de las tiras del detector teórico se reconstruye el mapa de dosis original mediante el algoritmo implementado en los medios de reconstrucción de mapa de dosis. Como se observa en la Fig.2a y tal y como cabía esperar, el punto obtenido por reconstrucción está difuminado respecto del caso ideal, lo cual es un efecto inherente al carácter discreto del sistema de detección. Por esta misma razón, la dosis en el centro disminuye al ser reconstruida. A pesar de ello, el resultado es satisfactorio, ya que el algoritmo ha sido capaz de reconstruir fielmente la posición donde la irradiación ha sido efectuada.

La resolución mejora conforme más estrechas y numerosas sean las tiras del detector. Cuando éste es el caso (Fig.2b) el número de sumandos considerado en las Transformadas de Fourier Discretas del algoritmo aumenta y, por lo tanto, el resultado final es que la suma discreta implementada en el algoritmo se convierte en una aproximación mucho más fiable de la Transformada de Fourier Continua.

Ejemplo 2. Distribución de dosis uniforme.

Se trata en este caso de comprobar el funcionamiento con una distribución de dosis uniforme dentro de un círculo de 3 cm de diámetro centrado en el origen. El detector teórico copia al real, es decir, consta de 16 tiras de 3,1 mm de anchura cada uno.

En la misma superficie anterior, se define ahora un campo de dosis circular de radio $R = 3a$ centrado en el origen de coordenadas de manera que la dosis recibida es de 1 Gy para $r < 3a$ y de 0 Gy para el resto del plano. Bajo este supuesto ideal, la dosis recibida en cada uno de los 16 x 16 píxeles en que se divide la superficie se conoce en base a razonamientos puramente geométricos. Por simetría, la dosis proyectada recogida en cada tira no cambia con el ángulo de giro del conjunto maniquí – detector y se calcula sumando las de los píxeles correspondientes. A partir de dichos valores conocidos, mediante el algoritmo implementado en los medios de reconstrucción de mapa de dosis se reconstruye el mapa de dosis. Se observa que, en general, la penumbra pierde definición al reconstruirse la distribución de dosis teórica, lo cual es totalmente predecible, como en el ejemplo anterior, dada la naturaleza discreta del algoritmo de reconstrucción a causa de la anchura “a” de las tiras. Sin embargo, hay que resaltar que dentro de la precisión exigida en este diseño, el resultado de la reconstrucción se puede calificar como plenamente satisfactorio.

Ejemplo 3. Distribución de dosis real

Medida, en un plano axial de un maniquí cilíndrico, de la distribución de dosis real obtenida con un tratamiento de radioterapia tridimensional conformada por tres haces de $3 \times 10 \text{ cm}^2$ y ángulos de incidencia de 0° , 120° y 240° .

- 5
 - a) Se presenta el resultado de la reconstrucción con las medidas del detector actual de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y 16 tiras obtenidas orientándolo con diferentes ángulos respecto de la vertical (-90° a $+90^\circ$ en pasos de 10°).
 - b) Se presenta también el resultado suponiendo un detector de mayor campo de luz ($8 \times 8 \text{ cm}^2$) y 32 tiras de anchura 2,5 mm.
- 10 Ambos reconstrucciones se comparan con la matriz de dosis en un plano axial obtenida con un planificador comercial.

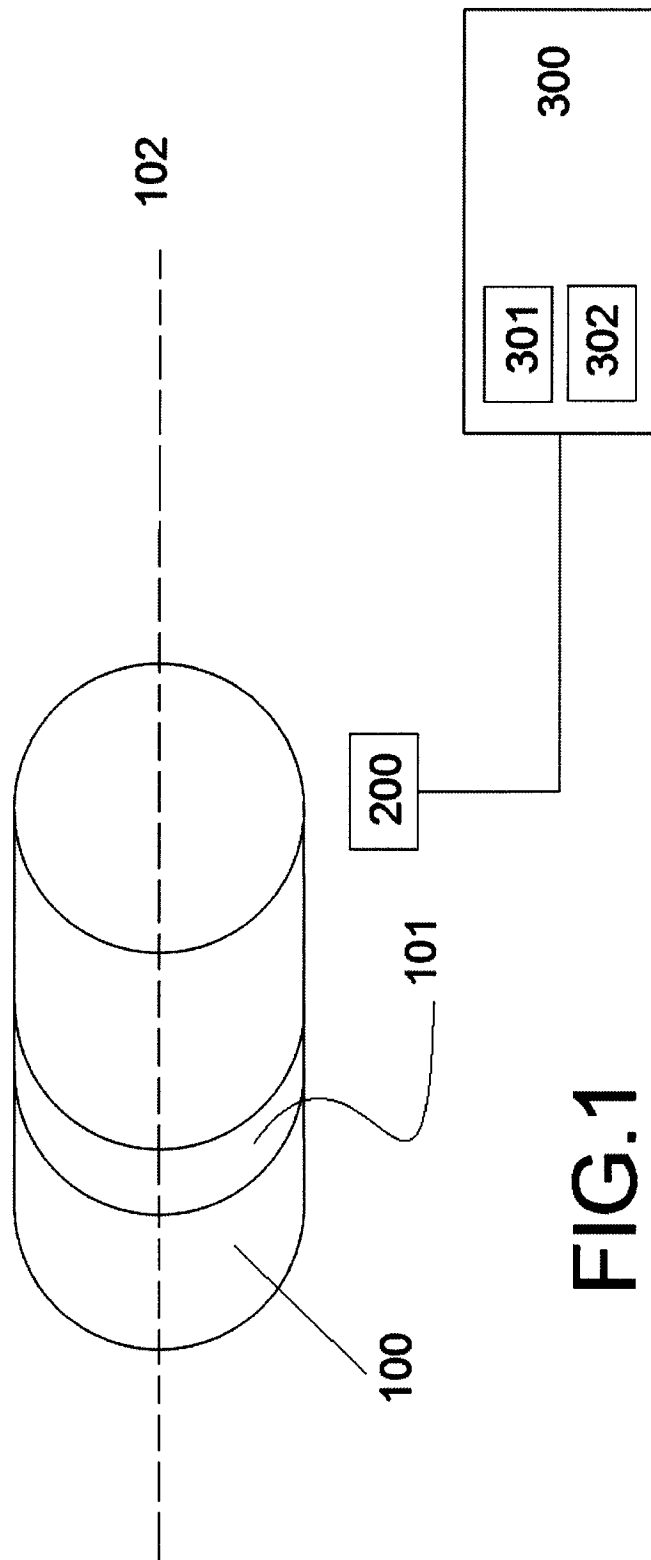
REIVINDICACIONES

1.- Sistema de verificación de tratamientos de radioterapia comprende, al menos, un
 5 maniquí cilíndrico (100) y que comprende, a su vez, unos medios motorizados (101) para
 girar sobre su propio eje (102), estando dichos medios gobernados por los medios de
 adquisición de datos del sistema (300) y donde, además, en el maniquí (100) se sitúa un
 detector (200), que consiste en un dispositivo segmentado longitudinalmente; y donde la
 10 señal adquirida pasa a una unidad de procesamiento que comprende, al menos, unos medios
 de reconstrucción de mapa de dosis, **que se caracteriza porque** dichos medios de
 reconstrucción de mapa de dosis comprende medios para implementar un algoritmo donde,
 si se considera la dosis absorbida en cada punto como una función $f(x,y)$ donde x e y son las
 coordenadas del plano axial, ésta se reconstruye a partir de las dosis recogidas en cada uno
 de los segmentos longitudinales de los que se compone el detector (200), en medidas
 15 realizadas a diferentes orientaciones del mismo;

2.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1 en donde el detector (200) consiste en
 un detector de silicio sensible a la posición segmentado en una de sus caras.

20 3.- Sistema de acuerdo con la reivindicación 1 en donde el detector (200) es un
 detector de silicio segmentado en ambas caras.

4.- Método de verificación según el sistema descrito en las reivindicaciones
 anteriores **que se caracteriza porque** dichas dosis constituyen la función proyectada,
 25 mediante la transformada de Radon, del mapa de dosis $f(x,y)$ que se desea obtener; y en
 donde a partir de la función proyectada se puede obtener el mapa de dosis gracias al
 teorema de proyección, que permite obtener el mapa de dosis como la retroproyección del
 producto de convolución de la función proyectada, es decir, de las dosis recogidas en cada
 uno de los segmentos longitudinales a diferentes orientaciones del detector (200) por una
 30 función de filtro, obtenida mediante transformada de Fourier inversa; dichos medios además
 comprendiendo un filtro de supresión de fondo que consiste en sustraer, a todas las
 medidas, el valor mínimo registrado durante la obtención de la función proyectada,
 aplicándose posteriormente el teorema de proyección sin este fondo, considerando en este
 proceso una ventana de Hamming para eliminar distorsiones provocadas por componentes
 35 espúreas de alta frecuencia espacial, para posteriormente a añadir el valor sustraído
 previamente, obteniendo el mapa de dosis $f(x,y)$.



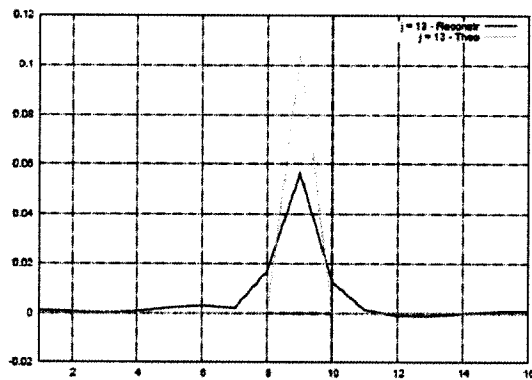


FIG.2A

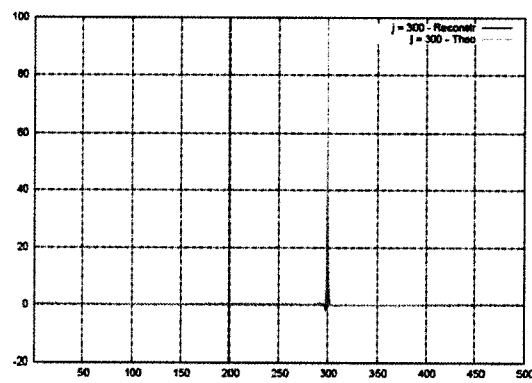
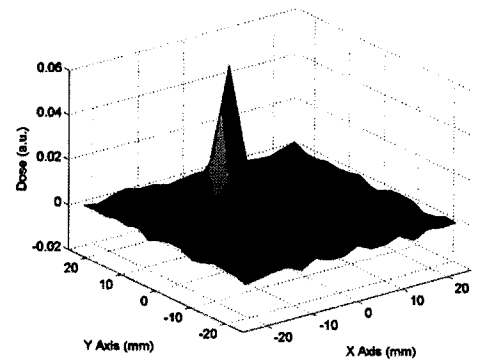


FIG.2B

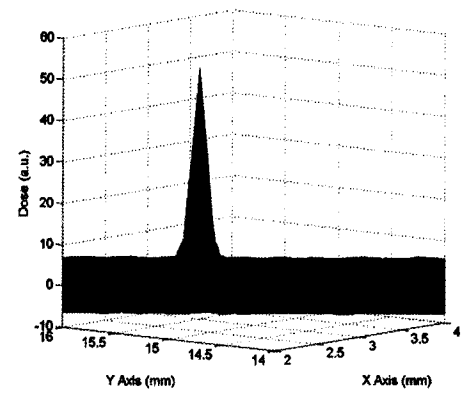


FIG.2

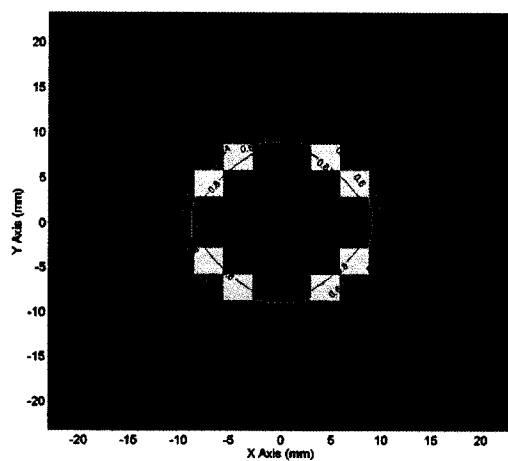
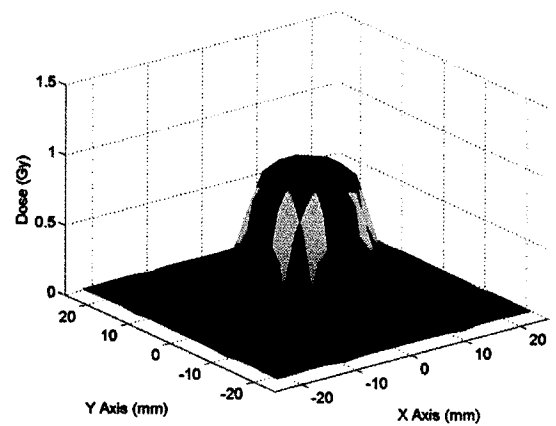


FIG.3



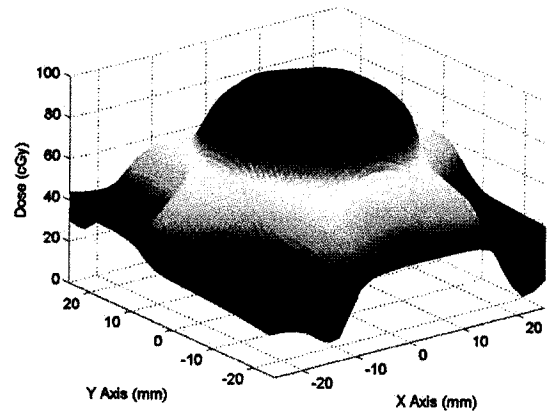
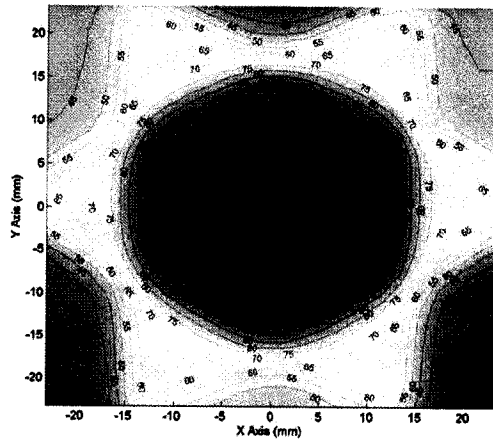


FIG.4

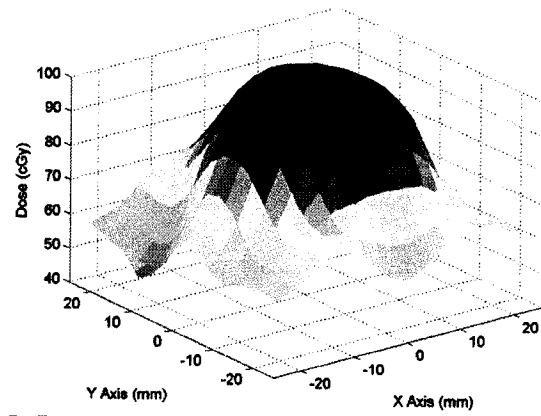
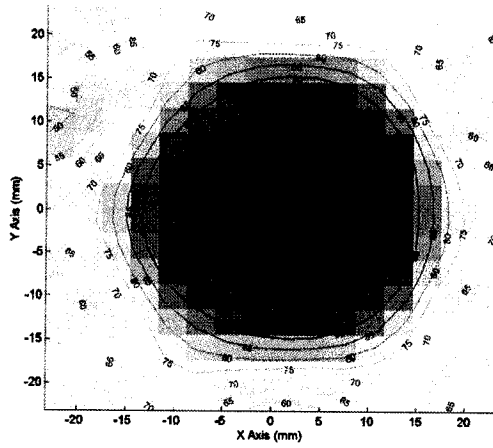


FIG.5

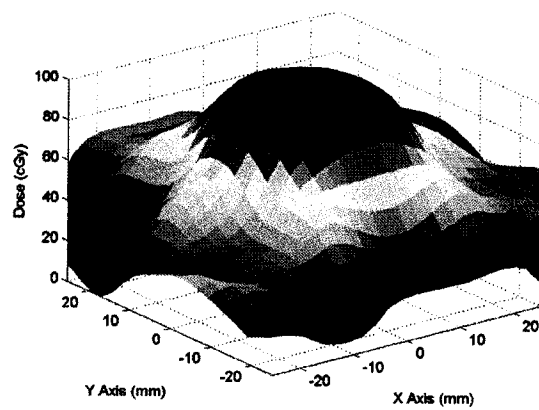
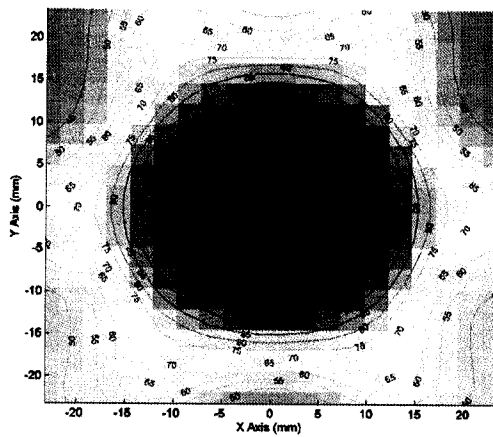


FIG.6

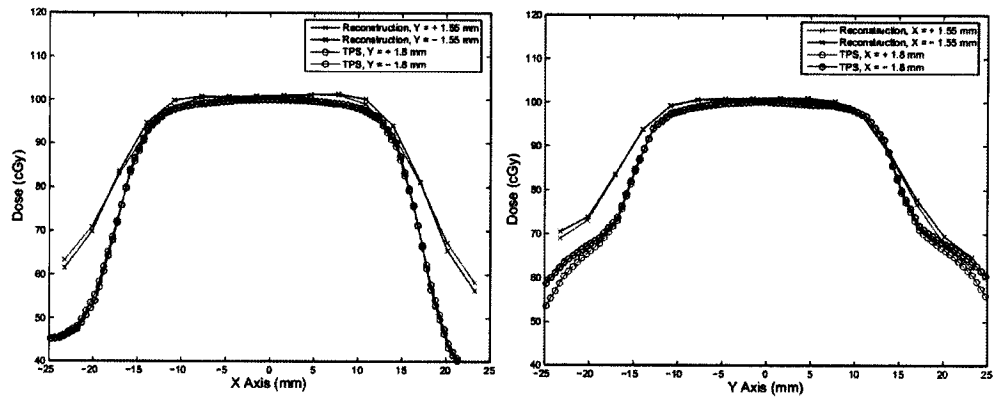


FIG. 7A

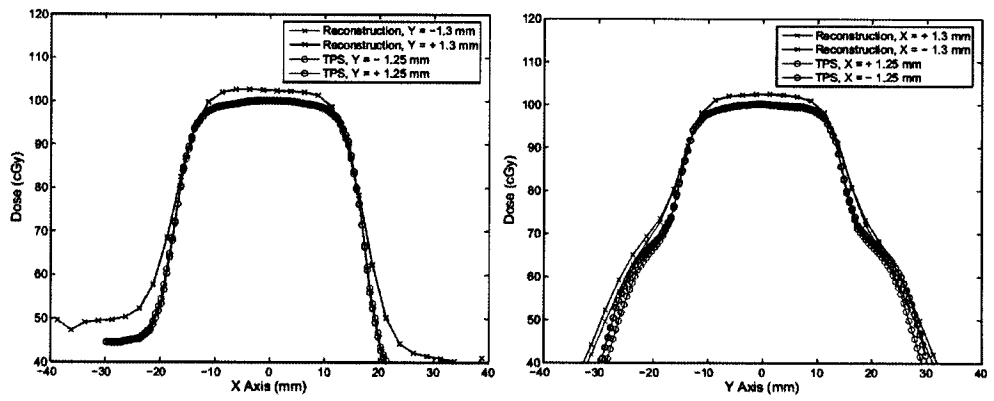


FIG. 7B