



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 330 936**

(51) Int. Cl.:
A61N 5/10 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **04078493 .6**

(96) Fecha de presentación : **23.12.2004**

(97) Número de publicación de la solicitud: **1674129**

(97) Fecha de publicación de la solicitud: **28.06.2006**

(54) Título: **Procedimiento y dispositivo para calcular la distribución de la dosis de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal.**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
17.12.2009

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
17.12.2009

(73) Titular/es: **Nucletron B.V.**
Waardgelders 1
3905 TH Veenendaal, NL

(72) Inventor/es: **Nyholm, Tufve;**
Olofsson, Jörgen;
Ahnesjö, Anders y
Karlsson, Mikael

(74) Agente: **González Palmero, Fe**

ES 2 330 936 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

Procedimiento y dispositivo para calcular la distribución de la dosis de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal.

La invención se refiere a un procedimiento para calcular la distribución de la dosis de radiación de un haz de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal, en el que dicho haz de radiación del sistema de tratamiento por radiación presenta un tamaño y una forma del campo del haz específicos a diferentes profundidades.

La invención se refiere también a un dispositivo para calcular la distribución de la dosis de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal, en el que dicho haz de radiación del sistema de tratamiento por radiación presenta un tamaño y una forma del campo del haz específicos a diferentes profundidades.

La precisión en el cálculo de la distribución de la dosis de radiación para la radioterapia ha mejorado considerablemente durante las últimas décadas. Se ha evolucionado desde los cálculos basados en factores simples y realizados manualmente por físicos clínicos a los cálculos con algoritmos sofisticados integrados en sistemas comerciales de planificación de tratamiento. El presente problema clínico no reside tanto en el cálculo de la distribución de la dosis, como en el modo de comprobar los resultados del sistema de planificación del tratamiento.

La solicitud de patente de EE.UU. 5 291 404 A revela un procedimiento para calcular la distribución de la dosis según el preámbulo de la reivindicación 1.

El riesgo de que se produzcan errores en el software usado en los sistemas de planificación del tratamiento aumenta con la complejidad de los algoritmos y sus aplicaciones. Puede haber fallos en el código de programación o errores cometidos por los usuarios. Sería deseable/necesario llevar a cabo una comprobación de los resultados independiente. Además, a medida que mejora el sistema de planificación de tratamiento, el mecanismo de verificación debería ser capaz de detectar errores cada vez más pequeños.

El parámetro de tratamiento más crucial que se debe comprobar es el número de unidades de monitor (M) asignadas por campo (segmento) para producir la dosis deseada. La verificación del número de M para una dosis específica se puede llevar a cabo usando una geometría de fantoma de agua, y puede basarse en tablas de medidas, un modelo o una combinación. El parámetro fundamental en el procedimiento de cálculo de M es la relación entre la dosis por M al blanco y la dosis por M a una geometría de referencia. Esta relación puede incluir una transición en profundidad, un cambio en el tamaño y la forma del campo, una cuña, y objetos en el campo tales como bloques y la bandeja portabloques.

En principio, el número de M se puede calcular usando un modelo basado en factores en el que, por ejemplo, el número de transiciones se hace corresponder a factores como, por ejemplo, la relación tejido-fantoma (T), un factor de dispersión del cabezal (S_c) y un factor de dispersión del fantoma (S_p). Los factores se pueden tabular como funciones de los parámetros seleccionados del campo, pero los campos de formas irregulares que se usan habitualmente conllevan una variabilidad demasiado alta como para que su manejo resulte práctico. Para que se pueda aplicar la comprobación para formas de campo generales, se debe usar algún tipo de integración de la dispersión.

Un objeto de la invención consiste en proporcionar un procedimiento y un dispositivo de acuerdo con lo expuesto anteriormente, que permita el cálculo de una distribución de dosis de radiación para un sistema de tratamiento por radiación usando una cantidad limitada de datos al tiempo que se conserve la precisión exigida.

De acuerdo con la invención, el procedimiento se caracteriza por las etapas de

i) determinación de un índice de calidad del haz que sea representativo de dicho haz de radiación usado, y

ii) cálculo de dicha distribución de la dosis de radiación en dicho campo de haz específico usando *kernels* (o núcleos) de deposición de dosis parametrizados basados en dicho un índice de calidad del haz.

iii) uso de datos de haces de radiación medidos, y recopilados previamente, para diferentes dispositivos, y dichos datos de haces de radiación medidos comprenden:

a) datos medidos de la dosis del fantoma a diferentes profundidades, para campos con diferentes formas y tamaños y a diferentes energías;

b) parámetros calculados del *kernel* de deposición de dosis;

c) factores medidos de dispersión del cabezal y factores de campo que se pueden transformar en factores de dispersión del fantoma para los tamaños de campo correspondientes,

ES 2 330 936 T3

iv) determinación de dicho un índice de calidad del haz de acuerdo con la etapa i), usando los datos de haces de radiación medidos y recopilados previamente de acuerdo con la etapa iii);

5 v) asociación de los parámetros del *kernel* de deposición de dosis con dicho un índice de calidad del haz que se está determinando.

De acuerdo con otra forma de realización, el procedimiento de acuerdo con la invención se caracteriza además por la etapa de vi) uso de simulaciones Montecarlo para simular dichos datos medidos de acuerdo con la etapa iii).

10 En otra forma de realización, el un índice de calidad se determina mediante la relación entre la relación tejido-fantoma (TPR) medida a $d_1 = 20$ cm y a $d_2 = 10$ cm ($TPR_{20, 10}$).

En otra forma de realización, el un índice de calidad del haz se determina mediante el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a $d_3 = 10$ cm (PDD_{10}).

15 En otra forma de realización ventajosa, el procedimiento de acuerdo con la invención se caracteriza porque los *kernels* de deposición de dosis son *kernels* de haz pincel de deposición de dosis.

20 En otra forma de realización ventajosa, el procedimiento de acuerdo con la invención se caracteriza porque los *kernels* de deposición de dosis son *kernels* puntuales de deposición de dosis.

El dispositivo de acuerdo con la invención que además comprende unos medios de entrada configurados para introducir un índice de calidad del haz que sea representativo de dicha distribución de la dosis de radiación usando *kernels* de deposición de dosis parametrizados para dicho haz de radiación que se usa para los medios de cálculo, estando dichos medios de cálculo configurados para calcular dicha distribución de la dosis de radiación usando *kernels* de deposición de la dosis parametrizados que estén basados en dicho un índice de calidad del haz.

25 En una forma de realización preferida, el dispositivo es un dispositivo de comprobación de unidades de monitor (UM), mientras que en otra forma de realización, el dispositivo es un dispositivo de comprobación de UM de tratamiento de IMRT (radioterapia de intensidad modulada).

Ahora, se describirá la invención mediante algunos ejemplos que se muestran en las figuras adjuntas, que muestran, en:

35 la fig. 1 una comparación entre los parámetros de haz pincel originales y tabulados y los calculados a partir de las ecuaciones nos. 3, 4, 5 y 6 para un acelerador de 10 MV escogido arbitrariamente;

la fig. 2 gráficos de errores para bajas energías (210 aceleradores), principalmente haces de 5 y 6 MV, en los que los errores están normalizados en un pequeño intervalo de aproximadamente 10 cm en el campo de 10×10 cm²;

40 la fig. 3 gráficos de errores para altas energías (138 aceleradores), principalmente haces de 15 a 18 MV, en los que los errores están normalizados en un pequeño intervalo de aproximadamente 10 cm en el campo de 10×10 cm²;

45 la fig. 4 gráficos de errores para campos de 10×10 cm² para energías muy bajas (3 a 5 MV, 25 aceleradores), energías intermedias (8 a 10 MV, 173 aceleradores), y energías muy bajas (18 a 25 MV, 88 aceleradores), en los que los gráficos están normalizados en un pequeño intervalo de aproximadamente 10 cm de profundidad.

Para aplicar el procedimiento de acuerdo con la invención, se han usado datos procedentes de diferentes unidades de tratamiento por radiación para determinar el modelo de cálculo. Cada conjunto de datos para una unidad de tratamiento incluye medidas de la dosis en profundidad desde la superficie, hasta bajar a una profundidad de 35 cm en cuatro tamaños de campo (5×5 cm², 10×10 cm², 15×15 cm² y 20×20 cm²), todos ellos con una distancia fuente-piel (SSD) igual a 90 cm. Además, se incluyen mediciones de factores de dispersión del cabezal y factores de campo, que se pueden transformar en factores de dispersión de la fantoma para los tres tamaños de campo (5×5 cm², 15×15 cm² y 20×20 cm²) a una profundidad de 10 cm con una SSD = 90 cm. La recopilación de datos también incluye parámetros calculados de haz pincel.

Con el fin de obtener la parametrización de datos de acuerdo con la invención, se incluyeron más de 1.000 conjuntos de datos procedentes de aproximadamente 800 dispositivos de tratamiento por radiación.

60 El cálculo de $TPR_{20, 10}$ se basa en el valor de dosis en profundidad a profundidades de 10 y 20 cm. Se realizó una corrección de la inversa del cuadrado, suponiendo que toda la radiación se emite desde el mismo punto (el blanco). La corrección para el tamaño de campo cambiado a 20 cm de profundidad se realizó usando el factor de dispersión del fantoma para un campo de 11×11 cm. Este valor se calculó usando un ajuste de segundo grado a los factores de dispersión de fantoma para tamaños de campo de 5×5 cm², 10×10 cm², y 15×15 cm².

65 El modelo de haz pincel usado, procedente de un sistema comercial de planificación de tratamiento ya conocido, está basado en un *kernel* de cuatro parámetros para describir la parte primaria y de dispersión de la dosis en función de la distancia al eje central del *kernel*. De hecho, se usan otros tres parámetros más en ese sistema de tratamiento por

radiación para ajustar con precisión los resultados ajustados para conservar mejor la relación primaria/dispersión dada por los datos Montecarlo y para adaptarse a las pequeñas variaciones individuales de las máquinas.

Con el fin de construir un modelo simple, ese tipo de correcciones se omiten cuando se aplica el procedimiento de acuerdo con la presente invención en un dispositivo de acuerdo con la invención. El valor del *kernel* en función de la distancia al eje central del *kernel* r se expresa de la siguiente forma:

$$k(r, z) = \frac{A(z) \exp[-a(z)r] + B(z) \exp[-b(z)r]}{r} \quad (1)$$

donde z es la profundidad del cálculo y A , B , a y b son parámetros dependientes de la profundidad. Los cuatro parámetros se calculan a partir de simulaciones Montecarlo con unos espectros de energía obtenidos a partir de mediciones de dosis en profundidad y valores medidos de dispersión en fantoma. La parte primaria y la parte de dispersión se separan, de tal forma que el primer exponencial se ocupa de la parte primaria y el segundo se ocupa de la parte de dispersión.

Cuando el sistema de planificación del tratamiento usa el modelo, los cuatro parámetros se tabulan en función de la profundidad, desde 0,075 cm bajo la superficie hasta por debajo de 40 cm, en incrementos de 0,075 cm.

El *kernel* que se formula en la ecuación (1) se puede integrar sobre un campo circular de radio R para obtener la dosis por fluencia de energía en el eje central:

$$\begin{aligned} D(R, z) &= 2\pi \int_0^R \Psi(r) k(r, z) r dr \\ &= 2\pi \Psi \left[\frac{A}{a}(z) [1 - \exp[-a(z)R]] + \frac{B}{b}(z) [1 - \exp[-b(z)R]] \right] \end{aligned} \quad (2)$$

donde la fluencia de energía se supone constante.

La relación $2\pi A/a$ posee un significado físico manifiesto; describe la parte primaria de la dosis por fluencia de energía para un radio de campo infinito. La relación $2\pi B/b$ describe de forma análoga la parte de dispersión para un campo infinito. Por ello, resulta más conveniente trabajar con los parámetros A/a , B/b , a y b en un intento por efectuar una parametrización de la profundidad, en lugar de hacerlo directamente con A , B , a y b .

Las funciones de parametrización de profundidad para la parte primaria y la de dispersión para campos infinitos son:

$$\frac{A}{a} = A_1 [1 - \exp[A_2 \sqrt{z^2 + A_3^2}]] \exp[A_3 z + A_4 z^2] \quad (3)$$

y

$$\frac{B}{b} = B_1 [1 - \exp[B_2 \sqrt{z^2 + B_3^2}]] \exp[B_3 z + B_4 z^2] \quad (4)$$

donde A_1 , A_2 , A_3 , A_4 , A_5 , B_1 , B_2 , B_3 , B_4 y B_5 son parámetros de ajuste. Los parámetros A_1 y B_1 son para la normalización y se usan para obtener una relación correcta entre las partes primaria y de dispersión de la dosis. El parámetro $-A_2$ se asemeja a un coeficiente de atenuación lineal para los electrones primarios y $-B_2$ a uno para los fotones dispersos. Los parámetros $-A_3$ y $-B_3$ se pueden ver como el coeficiente de atenuación lineal para los fotones primarios.

Los parámetros A_4 y B_4 introducen una corrección de endurecimiento del haz. Debido a la falta de concordancia entre los datos originales y los ajustados a pequeñas profundidades, introducimos los parámetros de corrección A_5 y B_5 , que tienen dos fines: introducen la dispersión de fondo y extienden ligeramente la zona de acumulación. El factor físico que se corrige con esta extensión es el cambio en la dirección media de las partículas secundarias con la profundidad. A profundidades pequeñas, los electrones y los fotones dispersados se dirigen más hacia delante que a mayores profundidades.

Los efectos en la forma de la función de parametrización de la profundidad para la parte primaria se ven limitados cuando se introduce A_5 , pero para la parte de dispersión, el cambio con B_5 es considerable. Los cálculos de los parámetros no se realizaron para obtener los valores correctos de acuerdo con las interpretaciones de los parámetros. Dicho de otro modo, no se ha dedicado esfuerzo alguno para obtener, por ejemplo, un A_3 cercano al coeficiente de atenuación lineal "real"; el objetivo consistía en encontrar los mejores valores de los parámetros para ajustar las funciones a los valores tabulados.

La expresión $1-\exp[-a(z)R]$ en la ecuación (2) es la relación entre la dosis primaria al eje central con un campo circular de radio R y la de un campo infinito. Esta relación depende sólo débilmente de la profundidad, excepto en la zona de acumulación, lo cual significa que $a(z)$ sólo depende débilmente de la profundidad. Por ello, a se parametriza como una función lineal de la profundidad.

$$a = a_1 + a_2 z \quad (5)$$

donde a_1 y a_2 son parámetros de ajuste.

La expresión $1-\exp[-b(z)R]$ en la ecuación (2) se puede interpretar, de forma análoga, como la relación entre la dosis de dispersión al eje central con un campo circular de radio R y un campo infinito. Resulto ser posible el uso de la misma función de ajuste para A/a y B/b .

$$b = b_1 [1 - \exp[b_2 \sqrt{z^2 + b_5^2}]] \exp[b_3 z + b_4 z^2] \quad (6)$$

donde que b_1, b_2, b_3, b_4 y b_5 son parámetros de ajuste.

Los parámetros de las funciones escogidas se ajustaron a los datos tabulados extraídos de la base de datos que contiene dichos datos de haz de radiación medidos previamente para todos los sistemas y energías de tratamiento por radiación. La etapa de ajuste se realizó en un procedimiento por etapas usando un script escrito especialmente para este fin. Los parámetros A_3 y A_4 se determinaron a partir de la pendiente a grandes profundidades, A_2 se seleccionó para obtener el punto máximo en la posición correcta, A_1 se seleccionó para producir un valor correcto a una profundidad de 10 cm, y A_5 para minimizar el error justo por debajo de la superficie.

Se usó el mismo procedimiento para B/b y b , excepto que se seleccionó un B_3 igual a A_3 y B_4 igual a A_4 . Los parámetros a_1 y a_2 se hallaron usando un ajuste por mínimos cuadrados por debajo de la zona de acumulación para la parte primaria.

La falta de concordancia entre la curva ajustada y los datos de a (figura 1) a pequeñas profundidades no resulta muy crítica, ya que el modelo no está destinado a un uso a poca profundidad debido al problema de contaminación electrónica. La parametrización de b comienza a diferir a profundidades de entre 30 cm y 40 cm, que son mayores que las de los tratamientos normales.

Los diecisiete parámetros específicos para la energía y el acelerador no se pueden medir de forma explícita, lo cual significa que es preciso relacionarlos a alguna cantidad medible o calcularlos mediante el ajuste de todo el modelo contra las medidas. El primer modo es el preferible, si la precisión lo permite, ya que no requiere una gran cantidad de datos medidos para cada acelerador y energía. Resultó que los parámetros se podían calcular con buena precisión como funciones polinómicas del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ según se describe en la reivindicación 9.

Los parámetros de las funciones polinómicas se ajustaron para minimizar la desviación entre el modelo y las dosis en profundidad calculadas con los parámetros originales de haz pincel.

El modelo se ensayó como predictor de la relación entre la dosis en el eje central para diferentes profundidades y tamaños de campo y la dosis a un punto de referencia (un campo de 10x10 cm² a una profundidad de 10 cm con SSD = 90 cm):

$$D_{radio}(z, s) = \frac{D(z, s)}{D(z_{ref}, s_{ref})} = \left[\frac{SSD + z_{ref}}{SSD + z} \right]^2 \frac{2\pi \int_0^{R(z, s)} k(r, z, TPR_{20,10}) r dr}{2\pi \int_0^{R(z_{ref}, s_{ref})} k(r, z, TPR_{20,10}) r dr} \quad (7)$$

donde $k(r, z, TPR_{20, 10})$ es el *kernel* de haz pincel de acuerdo con la ecuación (1) con una dependencia del $TPR_{20, 10}$. La integración del límite $R(z, s)$ se calcula en función de la longitud s del lado de los campos cuadrados y de la profundidad

$$R(z, s) = 0.561 \left[\frac{SSD + z}{SSD + z_{ref}} \right] s \quad (8)$$

donde el factor constante proviene de la relación entre campos cuadrados y sus campos circulares equivalentes.

El gran número de mediciones dentro del conjunto de datos ha hecho posible realizar estimaciones fiables de las desviaciones esperadas entre las mediciones clínicas y el modelo. Las figuras 2, 3, 4 dan la desviación mediana, rodeada por indicadores que delimitan el 50% y el 90% de los aceleradores. Los aceleradores se dividen en 5 grupos, dependiendo de su relación $TPR_{20, 10}$:

- I Muy baja energía - $TPR_{20, 10} = [0,61, 0,645]$
- II Baja energía - $TPR_{20, 10} = [0,645, 0,682]$
- III Energía intermedia - $TPR_{20, 10} = [0,682, 0,744]$
- IV Alta energía - $TPR_{20, 10} = [0,744, 0,772]$
- V Muy alta energía - $TPR_{20, 10} = [0,772, 0,81]$

La desviación sistemática entre el modelo y los datos se puede visualizar mediante el error mediano en las figuras 2, 3 y 4, mientras que el error aleatorio se puede visualizar mediante la anchura de los intervalos de confianza del 50% y el 90% en los mismos gráficos. Ambos tipos de errores pueden originarse tanto a partir de las mediciones como del propio modelo. En esta explicación no se seguirán teniendo en cuenta los errores sistemáticos en datos medidos, ya que los datos fueron adquiridos por diferentes investigadores de forma independiente y con diferentes equipos.

La falta de modelado para la contaminación electrónica es la razón para la subestimación de la dosis para pequeñas profundidades a altas energías mientras que las limitaciones de forma constituyen probablemente la causa de la ligera subestimación de los factores de dispersión del fantoma en hasta el para prácticamente todos los tamaños de campo que difieran de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Este efecto está presente para todas las energías pero es de mayor importancia para las energías más bajas.

El dispositivo se basa en el supuesto de que la diferencia en la distribución de la dosis entre dos haces con la misma $TPR_{20, 10}$ es pequeña. El análisis de los gráficos de error indica que este supuesto es cierto. Las anchuras de los intervalos de confianza tienen su origen tanto en la individualidad entre aceleradores con la misma $TPR_{20, 10}$, como en errores aleatorios en las mediciones. Los datos de la dosis son el resultado de tres mediciones diferentes, es decir, dosis en profundidad, factores de campo en agua, y factores de campo en aire, todas las cuales contribuyen al error aleatorio de los datos medidos.

La magnitud del error de la dosis en profundidad se puede estimar a partir de los gráficos de errores para campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (figuras 2b, 3b, 4a-c). Los gráficos están normalizados en un pequeño intervalo en torno a 10 cm de profundidad y el ancho de los intervalos de confianza justo en torno a este intervalo se debe principalmente a errores aleatorios. Sustrayendo este ancho, resulta posible concluir que la individualidad de los aceleradores con respecto a las dosis en profundidad posee una magnitud de décima de punto porcentual (excepto para profundidades pequeñas, y energías muy bajas). Resulta más difícil extraer conclusiones del grado de individualidad en la dependencia del tamaño de campo, ya que no se pudo disponer de mediciones justo en torno al campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Pero el hecho de que las anchuras de los intervalos de confianza para campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ no difieran más de lo que lo hacen indica que los errores aleatorios en las mediciones son los principales responsables de la propagación en los gráficos. También se puede extraer una conclusión acerca de la baja calidad de $TPR_{20, 10}$, como predictor de parámetros de cálculo de dosis para pequeñas profundidades y energías muy bajas. En estos casos, se puede observar una clara dependencia de la profundidad de las desviaciones aleatorias entre la dosis calculada y la medida, pero también se debería tener en cuenta el efecto de la contaminación electrónica y el creciente error aleatorio en las mediciones de la dosis en profundidad a pequeñas profundidades. Ya se ha tratado con anterioridad el uso de $TPR_{20, 10}$ como parámetro de calidad del haz con aspectos de pequeña profundidad, pero en otro contexto.

Observando la figura 4a, parece que el modelo sea menos preciso a energías muy bajas, y muestra desviaciones tanto sistemáticas como aleatorias de las mediciones. Cabe señalar que número de aceleradores en el grupo con muy baja energía es mucho menor que en los otros grupos y al menos el 90% del intervalo de confianza se basa en un número bastante pequeño de aceleradores para que resulte fiable.

ES 2 330 936 T3

El diseño del modelo también permite variar las especificaciones de la calidad del haz, ya que todos los parámetros se expresan mediante μ (véase la reivindicación 8), cuyo valor absoluto es cercano al coeficiente de atenuación lineal. Ajustando μ y haciendo que sea una función de la posición en el campo, sería posible hacer una corrección de primer orden para la suavización fuera del eje, o el endurecimiento del haz debido a una cuña metálica.

Sorprendentemente, se vio que cuando se usa el procedimiento de acuerdo con la invención, $TPR_{20,10}$ resulta útil como predictor de parámetros de cálculo de dosis a mayores profundidades que el alcance de electrones contaminantes.

El modelo de haz pincel con dependencia a la profundidad parametrizada de acuerdo con el procedimiento y el dispositivo de la presente invención cumplen con los requisitos exigidos a una herramienta de verificación de unidades de monitor para la radioterapia moderna. Con un software de cálculo que use un algoritmo de integración, se pueden calcular las dosis en el eje central con una precisión del 2% (sin tener en cuenta la dispersión del cabezal) para formas y tamaños de campo arbitrarios, dentro de ciertos límites.

El procedimiento de acuerdo con la invención se ha ensayado para tamaños de campo de entre 5x5 cm² y 20x20 cm². La profundidad debería ser mayor que el alcance de los electrones contaminantes. En la mayoría de los casos, el error será más pequeño. Esta calidad de s puede resultar útil en la práctica clínica, incluso en otras situaciones distintas a la verificación.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para calcular una distribución de la dosis de radiación de un haz de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal, en el que dicho haz de radiación del sistema de tratamiento por radiación presenta un tamaño y una forma del campo del haz específicos a diferentes profundidades, en el que el procedimiento se **caracteriza** por las etapas de

i) determinación de un índice de calidad del haz que sea representativo de dicho haz de radiación usado, y

ii) cálculo de dicha distribución de la dosis de radiación en dicho campo de haz específico usando *kernels* de deposición de dosis parametrizados basados en dicho un índice de calidad del haz.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, **caracterizado** además por las etapas de:

iii) uso de datos de haces de radiación medidos, y recopilados previamente, para diferentes dispositivos, y dichos datos de haces de radiación medidos comprenden:

a) datos medidos de la dosis de fantoma a diferentes profundidades, para campos con diferentes formas y tamaños y a diferentes energías;

b) parámetros calculados del *kernel* de deposición de dosis;

c) factores medidos de dispersión del cabezal y factores de campo que se transforman en factores de dispersión del fantoma para los tamaños de campo correspondientes,

iv) determinación de dicho un índice de calidad del haz de acuerdo con la etapa i), usando los datos de haces de radiación medidos, y recopilados previamente, de acuerdo con la etapa iii);

v) expresión de los parámetros del *kernel* de deposición de dosis como una función matemática de dicho un índice de calidad del haz que se está determinando.

3. Procedimiento según la reivindicación 1, **caracterizado** además por la etapa de:

vi) uso de simulaciones Montecarlo para simular dichos datos medidos de acuerdo con la etapa iii).

4. Procedimiento según la reivindicación 1, **caracterizado** además porque dicho un índice de calidad del haz se determina mediante la relación (TPR_{20, 10}) entre una relación tejido-fantoma (TPR) medida a d₁ = 20 cm y una relación tejido-fantoma (TPR) medida a d₂ = 10 cm.

5. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** además porque dicho un índice de calidad del haz se determina mediante el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a d₃ = 10 cm (PDD₁₀).

6. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5, **caracterizado** además porque los *kernels* de deposición de dosis son *kernels* de haz pincel de deposición de dosis.

7. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5, **caracterizado** además porque los *kernels* de deposición de dosis son *kernels* puntuales de deposición de dosis.

8. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque la dosis por fluencia de energía en el eje central del haz de radiación se determina de la siguiente manera:

$$\frac{D}{\Psi(r=0)} \propto 2\pi \int_0^R r \frac{\Psi(r)}{\Psi(r=0)} k(r,z) dr \quad (7a)$$

con

$$k(r,z) = \frac{A(z) \exp[-a(z)r] + B(z) \exp[-b(z)r]}{r} \quad (7b)$$

en la que los parámetros se definen como:

$$\frac{A}{a} = A_1 [1 - \exp\{A_2 \sqrt{z^2 + A_3^2}\}] \exp\{A_3 z + A_4 z^2\} \quad (7c)$$

y

$$\frac{B}{b} = B_1 [1 - \exp\{B_2 \sqrt{z^2 + B_3^2}\}] \exp\{B_3 z + B_4 z^2\} \quad (7d)$$

y

$$a = a_1 + a_2 z \quad (7e)$$

y

$$b = b_1 [1 - \exp\{b_2 \sqrt{z^2 + b_3^2}\}] \exp\{b_3 z + b_4 z^2\} \quad (7f)$$

y en la que

$A_1, A_2, A_3, A_4, A_5, B_1, B_2, B_3, B_4, B_5, a_1, a_2, b_1, b_2, b_3, b_4$ y b_5 son parámetros de ajuste.

9. Procedimiento según la reivindicación 8, **caracterizado** porque los parámetros de ajuste se expresan mediante μ , que es una función de $TPR(d_2, d_1)$ ($TPR_{20,10}$) con las siguientes expresiones:

$$\mu = -0,36009 \cdot TPR_{20,10}^3 + 0,3709250 \cdot TPR_{20,10}^2 - 0,259794 \cdot TPR_{20,10} - 0,090314$$

$$A_1 = -0,0042 \cdot \mu^3 - 0,46571 \cdot \mu^2 - 0,099992 \cdot \mu + 0,0002918$$

$$A_2 = -1605,6 \cdot \mu^2 - 64,40 \cdot \mu - 1,239$$

$$A_3 = -0,016 \cdot \mu^4 - 0,0055 \cdot \mu^3 - 0,01246 \cdot \mu^2 + 0,991726 \cdot \mu + 0,0002103$$

$$A_4 = 0,007 \cdot \mu^3 - 0,1081 \cdot \mu^2 - 0,01211 \cdot \mu - 0,000208$$

$$A_5 = 0,003 \cdot \mu^2 + 0,805 \cdot \mu^2 + 0,23061$$

$$a_1 = -2852 \cdot \mu^3 + 1641 \cdot \mu^2 + 47,00 \cdot \mu + 2,007$$

$$a_2 = -0,010 \cdot \mu - 0,016$$

$$B_1 = -69680,47 \cdot \mu^4 - 12517,918 \cdot \mu^3 - 780,2216 \cdot \mu^2 - 20,948788 \cdot \mu - 0,20531052$$

$$B_2 = -16,675 \cdot \mu^2 - 2,0546 \cdot \mu - 0,06840$$

$$B_3 = 1,0011 \cdot \mu + 8,1 \cdot 10^{-5}$$

$$B_4 = 0,0033 \cdot \mu^3 - 0,11080 \cdot \mu^2 - 0,012183 \cdot \mu - 0,0002067$$

$$B_5 = 2290 \cdot \mu^2 + 225,17 \cdot \mu + 7,084$$

$$b_1 = 5415900 \cdot \mu^5 + 1573050 \cdot \mu^4 + 180100,6 \cdot \mu^3 + 10207,44 \cdot \mu^2 + 285,8012 \cdot \mu + 3,35788$$

$$b_2 = -267,83 \cdot \mu^2 - 26,215 \cdot \mu - 0,93285$$

$$b_3 = 462400 \cdot \mu^5 + 87700 \cdot \mu^4 + 5070,5 \cdot \mu^3 + 9,641 \cdot \mu^2 - 6,3843 \cdot \mu - 0,15488$$

$$b_4 = -12319 \cdot \mu^5 - 2953,1 \cdot \mu^4 - 263,64 \cdot \mu^3 - 10,2445 \cdot \mu^2 - 0,158854 \cdot \mu - 0,0003494$$

y

$$b_5 = 14,15 \cdot \mu + 1,17168$$

10. Dispositivo para calcular una distribución de la dosis de radiación de un haz de radiación para un sistema de tratamiento por radiación para someter a radioterapia el cuerpo de un animal, en el que dicho haz de radiación del sistema de tratamiento por radiación presenta un tamaño y una forma del campo del haz específicos a diferentes profundidades, **caracterizado** porque el dispositivo comprende además unos medios de entrada para introducir en los medios de concatenación un índice de calidad del haz que sea representativo de dicho haz de radiación usado, estando dichos medios de cálculo configurados para calcular dicha distribución de la dosis de radiación usando *kernels* de deposición de dosis parametrizados que están basados en dicho un índice de calidad del haz.

11. Dispositivo según la reivindicación 10, **caracterizado** porque el dispositivo es un dispositivo de comprobación de unidades de monitor (UM).

12. Dispositivo según la reivindicación 10, **caracterizado** porque el dispositivo es un dispositivo de comprobación de UM de tratamiento de IMRT (radioterapia de intensidad modulada).

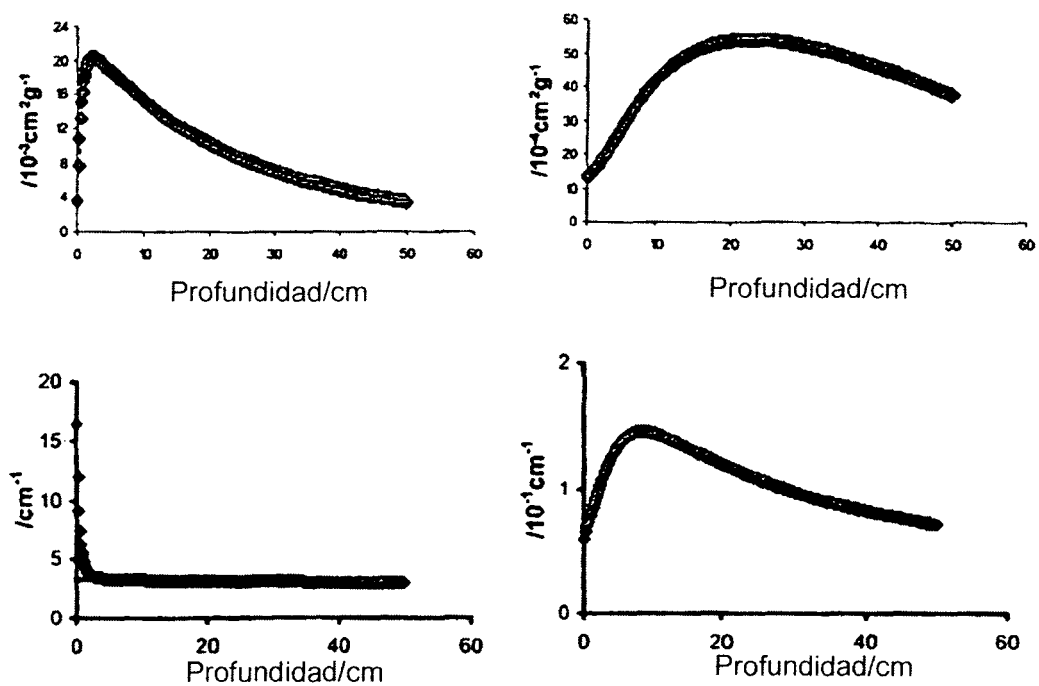


Fig. 1

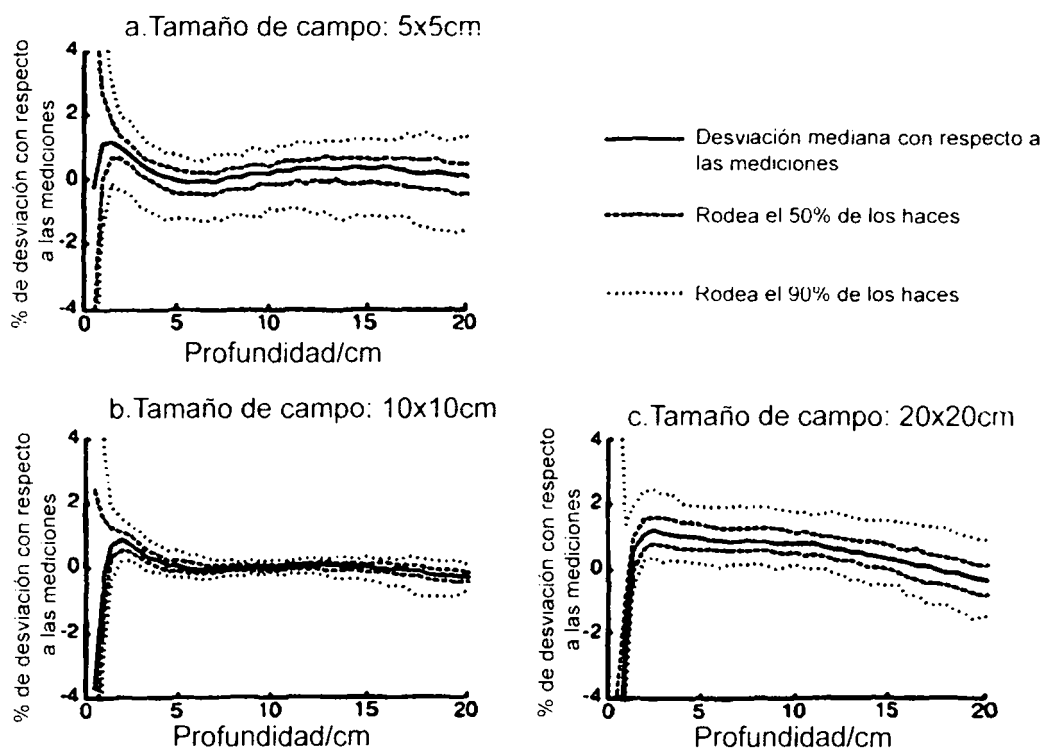


Fig. 2

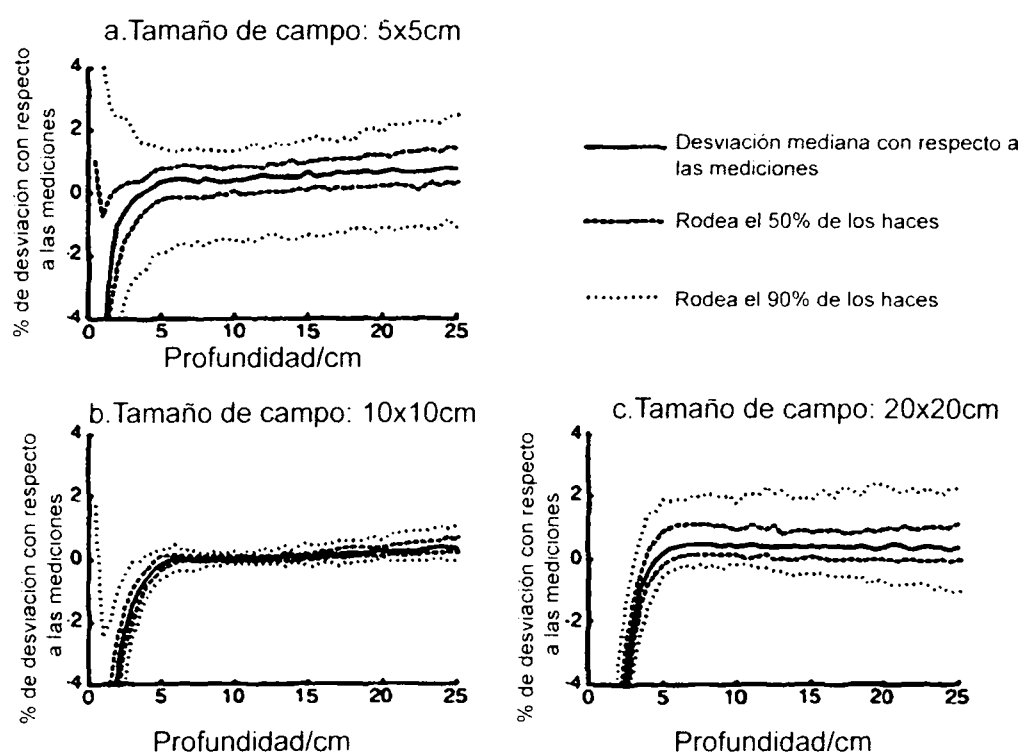


Fig. 3

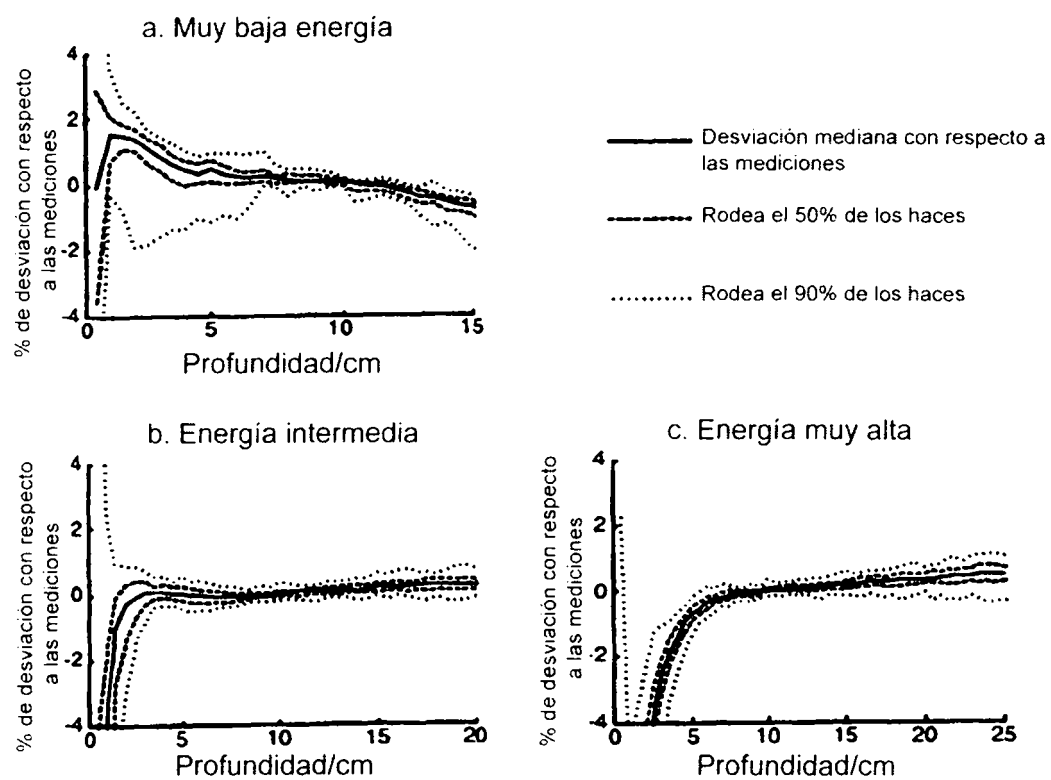


Fig. 4