

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 730 946**

51 Int. Cl.:

A61N 5/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.11.2014 PCT/FR2014/052979**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.05.2015 WO15075388**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.11.2014 E 14821721 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.03.2019 EP 3071292**

54 Título: **Dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología**

30 Prioridad:

20.11.2013 FR 1302672

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

13.11.2019

73 Titular/es:

**P M B (100.0%)
Route des Michels, Lieudit la Cornereille
13790 Peynier, FR**

72 Inventor/es:

LIGER, PHILIPPE

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 730 946 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 de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiología, que permite la administración controlada y precisa, de manera programada, de altas dosis de radiación ionizante de al menos 0,25 Gy, preferiblemente 10 Gy, con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, en un intervalo de energía comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, en periodos de tiempo muy cortos, es decir, por ejemplo de al menos 0,1 μ s, preferiblemente de 100 μ s, o incluso de 1 ms o 100 ms.

10 La invención también se refiere a un dispositivo de irradiación por radiación ionizante provisto de un sistema de control de pulsos de potencia capaz de producir un haz de partículas de energía ajustable en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, pulsado a una frecuencia deseada (f) con una duración de pulso ajustable (d) de al menos 1 ns, preferiblemente 0,1 μ s, y capaz de administrar una tasa de dosis absorbida de hasta 250 Gy/s, incluso de hasta 500 Gy/s, o incluso de hasta 1000 Gy/s.

15 Más en concreto, la invención se refiere a un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, en el que los diversos medios y sistemas que lo constituyen están interconectados entre sí de manera inteligente para cooperar y formar un circuito de control y regulación, en particular de la potencia, a fin de administrar de manera controlada y precisa grandes dosis de radiación ionizante de al menos 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, a energías en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, durante periodos de tiempo muy cortos, es decir, por ejemplo, de al menos 0,1 μ s, preferiblemente de 100 μ s, o incluso de 1 ms o 100 ms.

25 Opcionalmente, la invención se refiere a un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, que comprende un detector rápido, también calificado como "ultrarrápido", capaz de detectar una dosis en periodos de tiempo muy cortos, por ejemplo, en al menos 0,01 ns, acoplado a una electrónica de control capaz de controlar una dosis administrada durante una fracción de segundo, por ejemplo, durante al menos 0,1 μ s, de preferencia 1 μ s o 1 ms y, preferiblemente, durante menos de un segundo, o incluso menos de 200 ms.

30 La radioterapia es un procedimiento de tratamiento locoregional de los cánceres. Es, con la cirugía, el tratamiento más común para el cáncer y puede llevar a una remisión clara por sí sola. Puede ser utilizada sola o combinada con cirugía y quimioterapia. Sus indicaciones están relacionadas con el tipo de tumor, su ubicación, su etapa y el estado general del objetivo. En algunos casos, presenta la ventaja de realizarse de forma ambulatoria, ya que las sesiones pueden ser de corta duración y los efectos secundarios son menores que los de la quimioterapia. A tal fin, la radioterapia utiliza radiación para destruir las células cancerosas al afectar a su capacidad de reproducción. El propósito de la irradiación es destruir todas las células tumorales sin dañar los tejidos periféricos sanos.

35 El documento WO 2012/085507 describe, por ejemplo, un procedimiento y un dispositivo asociado para controlar espacialmente la incidencia de un haz de radiación. De hecho, para algunos tipos de cáncer, el tratamiento con rayos X presenta la dificultad de que el tumor puede estar ubicado muy cerca de una parte del corazón, por lo que puede ser preferible evitar la irradiación.

40 En general, un dispositivo de irradiación por radiación ionizante para radioterapia y/o radiobiología comprende un acelerador lineal de haz de iones o electrones y un sistema electrónico de control y comando que permite que la emisión de radiación ionizante se detenga generalmente cuando se alcanza la dosis prescrita por el operador.

45 En la actualidad, las máquinas de radioterapia convencionales permiten administrar radiación ionizante en forma de electrones o rayos X a energías de 3 a 25 MeV, en dosis del orden de 1 Gy, con una tasa de dosis del orden de 4 Gy por minuto y con poca precisión.

50 Se han propuesto soluciones para obtener una precisión de las dosis de radiación administradas del orden del 1 %. De hecho, los periodos de tiempo de irradiación, las dosis administradas y las colimaciones ahora están programadas por un operador que es un físico médico en cooperación con un radioterapeuta que utiliza herramientas informáticas. Desafortunadamente, esta precisión no se puede lograr con los dispositivos convencionales de detección y control de la dosis y/o de la tasa de dosis administrada y/o absorbida. En efectos, los principales problemas de estos dispositivos se caracterizan por el hecho de que no permiten la administración controlada y precisa, de manera programada e inteligente, de altas dosis de radiación ionizante, de hasta 250 Gy/s, incluso de hasta 500 Gy/s o incluso de hasta 1000 Gy/s, a energías en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, en periodos de tiempo muy cortos, es decir, por ejemplo, de al menos 0,1 μ s, preferiblemente 100 μ s, o incluso 1 ms o 100 ms.

55 Otro problema técnico importante de estos dispositivos es que los diversos componentes de los mismos no son lo suficientemente rápidos y/o no están interconectados de manera inteligente para cooperar entre sí y formar un circuito suficientemente rápido de regulación y control de la dosis y/o de tasa de dosis suficientemente altas para administrar una dosis de radiación ionizante con precisión en periodos de tiempo muy cortos.

60

En particular, otro problema técnico importante de estos dispositivos es que el detector utilizado no es rápido, lo que hace imposible detectar la dosis en escalas de tiempo muy cortas, por ejemplo, del orden de un nanosegundo.

5 En particular, otro problema técnico importante de estos dispositivos es que el detector utilizado se satura a partir de una cierta tasa de dosis, generalmente de 10 Gy/s en el mejor de los casos, lo que hace imposible detectar tasas de dosis muy altas, por ejemplo, del orden de 250 Gy/s, incluso 500 Gy/s o incluso 1000 Gy/s.

10 Otro problema técnico es que los medios de control de dosis y los medios de control y comando no son eficaces para llevar a cabo la administración de una dosis prescrita en un periodo de tiempo muy corto y de una manera deseada y de un modo muy preciso.

15 Para obtener una buena precisión de la dosis administrada durante una irradiación de una duración de varios milisegundos o del orden de un segundo, es suficiente con que el tiempo transcurrido entre el inicio de la detección por parte de la electrónica de control y comando y el inicio de la emisión por parte del acelerador, por un lado, y el momento en que la electrónica de control y comando detecta que se ha sobrepasado la dosis prescrita y que el acelerador ha interrumpido la emisión, por otro lado, sea inferior a un milisegundo, preferiblemente inferior a varios microsegundos.

20 Los problemas técnicos mencionados anteriormente conducen a una incapacidad para administrar y/o medir y/o controlar con precisión altas dosis de radiación ionizante en periodos de tiempo muy cortos. Los impactos de un control deficiente de la dosis y/o de la tasa de dosis absorbida por el objetivo pueden conducir a la destrucción total de células, tejidos u órganos sanos, y los efectos secundarios resultantes pueden, en algunos casos, tener consecuencias graves en los órganos de riesgo.

25 A partir del estado de la técnica se conocen los dispositivos de irradiación por radiación ionizante capaces de administrar tasas de dosis altas, de hasta 10 kGy/s, pero solo con electrones y con energías inferiores o iguales a 10 MeV.

30 También se conocen en el estado de la técnica aceleradores que comprenden sistemas de control que inhiben la irradiación en menos de 100 μ s, pero su sistema de detección en cámara de ionización no es lo suficientemente rápido para detectar la tasa de dosis, integrarla, compararla y detener la irradiación en menos de 100 ms.

35 Actualmente, parece imperativo diseñar una arquitectura de un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, que permita administrar de manera precisa y controlada grandes dosis de radiación ionizante de al menos 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, en periodos de tiempo muy cortos, es decir, de al menos 0,1 μ s, en particular de 100 μ s, o incluso de 1 ms, incluso de 100 ms, en intervalos de energía comprendidos entre 1 MeV y 50 MeV.

40 De la publicación WO 2007 017177 se conoce un dispositivo de radioterapia que comprende una fuente pulsada de electrones, capaz de proporcionar una exposición total durante al menos un minuto a la frecuencia de repetición de 1 Hz y proporcionar dosis únicas de 10 Gy en aproximadamente 30 ns.

45 De la publicación US 2010 329413 se conoce un dispositivo de radioterapia que comprende un sistema y un procedimiento capaz de administrar rayos X con una tasa de dosis de hasta aproximadamente 10 Gy/s (gray por segundo) o incluso mucho más alta.

De la publicación US 6445766 también se conoce un dispositivo de radioterapia que comprende medios para producir una radiación ionizante.

50 De las publicaciones US 7 567647 y US 2008 144772 se conoce un dispositivo de radioterapia que comprende un medio de emisión de radiación ionizante, un objetivo, un detector de dosis y un medio de control de la dosis.

55 Sin embargo, ninguno de los documentos citados divulga un circuito de regulación y control específico que conecte de forma inteligente los diversos componentes del dispositivo de emisión de radiación ionizante para la administración eficaz de una dosis de al menos 1 Gy, en particular al menos 10 Gy en intervalos de energía comprendidos entre 1 MeV y 25 MeV y preferiblemente de hasta de 50 MeV, en periodos de tiempo muy cortos, es decir, de al menos 0,1 μ s, preferiblemente de 100 μ s, o 1 ms, o incluso de 100 ms.

60 Además, ninguno de los documentos citados divulga un detector capaz de detectar una dosis en periodos de tiempo muy cortos, preferiblemente de al menos 0,01 ns, es decir, un detector ultrarrápido.

65 Además, ninguno de los documentos citados cumple con todas las especificaciones para administrar una tasa de dosis de radiación ionizante de hasta 250 Gy/s, incluso de hasta 500 Gy/s o incluso de hasta 1000 Gy/s, en un intervalo de energía comprendido entre 1 MeV y 25 MeV, o incluso 50 MeV, de forma controlada durante periodos de tiempo inferiores a 1 s, en particular 1 ms.

El objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, que solucione los problemas mencionados anteriormente y mejore los dispositivos de irradiación por radiación ionizante conocidos en el estado de la técnica.

5 En la siguiente descripción, los términos que figuran a continuación tendrán la siguiente definición:

- 10 - Dosis absorbida: la dosis absorbida, o, de manera más concisa, la dosis de radiación ionizante o la dosis, es la energía impartida por unidad de masa de materia sometida a radiación ionizante. La dosis absorbida mide la densidad de la masa de energía impartida por irradiación. La unidad de dosis en el sistema internacional es el gray (Gy); es una unidad derivada que equivale a un julio por kilogramo: 1 Gy = 1 J/kg. Considerando un haz de radiación ionizante que irradia un elemento de volumen dV , de masa volumétrica ρ y de masa $dm = \rho dV$. Sea dE la energía impartida en este elemento por el haz, la dosis absorbida D se define por:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV}$$

- 15 - Tasa de dosis absorbida: la dosis absorbida por la materia sometida a radiación ionizante por unidad de tiempo. Se mide en Gy/s (gray por segundo) en el sistema internacional de unidades.
- 20 - Electronvoltio: símbolo eV, es una unidad de medida de energía. Su valor se define como la energía adquirida por un electrón acelerado por una diferencia de potencial de un voltio: 1 eV = $e \cdot (1 \text{ V})$, donde e es el valor absoluto de la carga del electrón.
- Megaelectronvoltio: símbolo MeV, 1 MeV = 106 eV = 1,6022.10⁻¹³ J.
- Nanosegundo: unidad de medida de tiempo del sistema internacional, con un valor de 10⁻⁹ segundos y cuyo símbolo es ns.
- 25 - Microsegundo: unidad de medida tiempo del sistema internacional, con un valor de 10⁻⁶ segundos y cuyo símbolo es μ s.
- Milisegundo: unidad de medida del tiempo del sistema internacional, con un valor de 10⁻³ segundos y cuyo símbolo es ms.
- Segundo: Unidad de medida del tiempo del sistema internacional cuyo símbolo es s.
- 30 - Detección muy precisa: medición de una cantidad cuya incertidumbre relativa del resultado es muy pequeña, de como máximo el 0,01 %.
- Radiación ionizante: radiación capaz de impartir suficiente energía al material que atraviesa para crear una ionización, es decir, para ionizar los átomos y/o las moléculas que constituyen dicha materia.
- 35 - Dosis alta: dosis de radiación ionizante que, dependiendo del tipo de radiación ionizante, produce efectos deterministas en un organismo vivo o es superior a lo que un organismo puede recibir durante su vida de la radiación ionizante natural e inducida por la actividad humana. Con independencia del tipo de radiación ionizante, una dosis alta se caracteriza por una dosis absorbida superior a 0,01 Gy.
- Interconexión inteligente: interconexión que utiliza tecnologías informáticas para optimizar la transferencia y distribución de información, y que tiene como objetivo optimizar todas las mallas de una red eléctrica con el fin de mejorar la eficacia de la transferencia y la respuesta a una actuación determinada.
- 40 - Un valor deseado: en general, es un valor seleccionado, definido y programado por un operador a través de la interfaz hombre-máquina.
- Control inteligente: control que utiliza tecnologías informáticas para optimizar el valor de una cantidad que se va a controlar, la transferencia y la distribución de información, y que tiene como objetivo optimizar el control de todas las mallas de una red eléctrica con el fin de mejorar la eficacia de la transferencia y la respuesta a una actuación determinada.
- 45

La invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

50 La invención tiene por objeto un dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, que comprende simultáneamente al menos:

- un medio de emisión de radiación ionizante (MER) que comprende:
- 55 o al menos una fuente de partículas que comprende al menos:
- un cátodo y un ánodo, o un plasma,
 - un medio de activación de la emisión de partículas, en particular una rejilla, un electrodo o un láser,
 - y
 - un medio de aceleración de un haz de partículas, estando dicho medio de emisión de radiación ionizante (MER) también provisto de un sistema de control de pulsos de potencia que está configurado para producir un haz de partículas, es decir, una radiación ionizante, de energía, ajustable y deseada, en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, pulsada a una frecuencia (f) deseada, normalmente comprendida entre 5 Hz y 1000 Hz, o incluso entre 5 Hz y 500 Hz, o incluso entre 5 Hz y 200 Hz, y preferiblemente de aproximadamente 100 Hz, con una duración de pulso (d) ajustable de al menos 1 ns,
- 60

y preferiblemente comprendida entre 0,05 μ s y 12 μ s, y preferiblemente de 0,1 μ s, y para administrar una tasa de dosis absorbida de al menos aproximadamente 0,01 Gy/s, por ejemplo comprendida entre aproximadamente 0,01 Gy/s y aproximadamente 250 Gy/s, incluso de 500 Gy/s o incluso de 1000 Gy/s,

- 5 - un medio de detección de dosis de radiación ionizante (MDD) que comprende un detector, siendo este un detector ultrarrápido, acoplado a un medio de control de dosis (MCD), configurado para detectar, con gran precisión, una dosis de radiación ionizante en periodos de tiempo muy cortos, es decir, en al menos 0,01 ns, y a tasas de dosis muy altas, es decir, para que permita administrar al menos 0,01 Gy/s, por ejemplo, 25 Gy/s o 50 Gy/s, o preferiblemente 250 Gy/s, incluso 500 Gy/s o incluso 1000 Gy/s,
- 10 - estando el medio de control de la dosis (CDM), configurado para controlar la activación y detención del medio de radiación ionizante (MER) y comprendiendo:
- o una electrónica de control (EC), configurada para controlar una dosis administrada durante una fracción de segundo, es decir, durante al menos 0,1 μ s, incluso 100 μ s, o incluso 1 ms, o incluso 100 ms,
 - 15 o un amplificador y/o un atenuador que amplifica y/o atenúa una señal emitida por el detector,
 - o un integrador que integra durante el tiempo de emisión dicha señal amplificada y/o atenuada y
 - o un comparador que compara continuamente dicha señal integrada con las consignas de la dosis prescrita (CDA) predeterminada por un operador,
- 20 - un sistema de control y comando (SCC), que comprende:
- o un sistema de control funcional (SCF) de los distintos componentes de dicho dispositivo, que comprende:
- 25 ■ una interfaz hombre-máquina (HMI),
 - herramientas de visualización y
 - medios de implementación configurados de modo que un operador programe, de manera controlada, deseada y muy precisa, en un solo paso, la naturaleza de la radiación, la tasa de dosis absorbida de la radiación ionizante, una duración y un régimen de pulsos de emisión de radiación ionizante.

30 Dichos medios (MER, MDD, MCD) y dicho sistema (SCC), que constituyen al menos en parte dicho dispositivo y están interconectados entre sí de manera inteligente para cooperar y formar un circuito de control y regulación inteligente, en particular de la potencia, están configurados para administrar y controlar dosis de radiación ionizante de al menos 0,01 Gy o incluso 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, a energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV, durante periodos de tiempo muy cortos, es decir, de al menos 0,1 μ s, o incluso 100 μ s, preferiblemente 1 ms, o incluso 100 ms o, por ejemplo, comprendidos entre 0,1 μ s y 100 ms, preferiblemente de 100 μ s o 1 ms.

40 De acuerdo con otras características de la invención, el medio de emisión de radiación ionizante (MER) es un acelerador de partículas que comprende una fuente de energía y una electrónica de control, es decir, un sistema de control de pulsos, estando dicha electrónica de control (o sistema de control de pulsos) directamente conectada a los medios de control de dosis (MCD) a fin de detener automáticamente la fuente de energía cuando la dosis absorbida, detectada y medida ha alcanzado un valor prescrito y predeterminado por el operador a través de la interfaz hombre-máquina (HMI), interfaz que comprende además una estación de control (PC) y un programa de gestión de interfaz de visualización.

45 De acuerdo con otras características de la invención, el medio de aceleración utiliza microondas, o es un medio de inducción o electrostático.

50 De manera ventajosa, el medio de emisión de radiación (MER) comprende, además, varios medios de aceleración montados en serie y/o intercalados con medios para la desviación o recirculación del haz de partículas a través de uno o más de dichos medios de aceleración, cada uno de los cuales está alimentado por al menos una fuente de energía.

55 De manera ventajosa, el detector es un semiconductor, en particular diamante, por ejemplo, en forma monocristalina o policristalina, puro o dopado, o carburo de silicio, comprendido entre dos electrodos de polarización en cuyos terminales se aplica una tensión de varios voltios ajustable de acuerdo con el espesor del detector a través de la interfaz hombre-máquina, y está configurado para obtener un tiempo de respuesta muy corto, por ejemplo de al menos 0,01 ns, a altas tasas de dosis, es decir, de al menos 0,01 Gy/s.

60 De manera convencional, los detectores basados en semiconductores se han utilizado para intervalos de energía mucho más bajos que los de la presente invención, normalmente por debajo de 1 MeV y se sabe que tienen las desventajas de presentar una sensibilidad variable, lo que los hace particularmente inadecuados para el uso médico. Sin embargo, en el contexto de la presente invención, el detector es atravesado por el haz y está configurado para permitir el control de la dosis administrada al paciente durante el tratamiento. De este modo, detecta todo el flujo de radiación ionizante en tiempo real. Por lo tanto, cabría esperar que los detectores conocidos proporcionaran

información que es difícil de interpretar, por un lado, y, sobre todo, que se saturan en el intervalo de dosis consideradas, pero, de manera sorprendente, se ha observado que, en contra del prejuicio de los expertos en la materia, los detectores de este tipo, al ser atravesados por la totalidad del flujo de radiación ionizante que se va a aplicar a un paciente, dan un valor significativo de ese flujo, tanto con precisión como con rapidez.

5 Un prometedor detector de diamante en el contexto de la presente invención es, por ejemplo, el desarrollado por el laboratorio LCD (*Laboratoire Capteur Diamant*) de CEA, en Saclay.

10 Como detector de carburo de silicio, uno de los estudiados y desarrollados por el laboratorio IM2NP (*Institut Matériaux Microélectronique Nanosciences De Provence*, UMR CNRS 7334), especializado en carburo de silicio, ofrece los primeros resultados interesantes.

15 De manera ventajosa, la electrónica de control (EC) del medio de control de dosis (MCD) comprende medios para medir la corriente eléctrica, en particular una señal eléctrica, producida por la interacción de la radiación con el detector, medios para convertir dicha corriente eléctrica en una unidad de tasa de dosis absorbida y medios para integrar dicha corriente eléctrica configurados para medir con precisión la dosis absorbida acumulada durante la emisión de la radiación ionizante.

20 De manera ventajosa, el detector produce una señal eléctrica, dicha señal eléctrica es medida e integrada por un electrómetro durante la emisión de la radiación, el valor integrado de dicha señal eléctrica se compara directamente con el valor de la dosis prescrita y predeterminada por el operador a través de la interfaz hombre-máquina de modo que, tan pronto como el valor integrado sea superior o igual al valor prescrito y predeterminado, la señal del sistema de activación de emisión de partículas se interrumpa para detener, impedir, al instante, la emisión de radiación y, opcionalmente, de preferencia, la fuente de alta tensión en un tiempo suficientemente corto, por ejemplo de al menos 25 1 ns.

30 De acuerdo con otras características de la invención, el detector comprende uno o varios cuadrantes o sectores o vóxeles, cada uno de los cuales produce una señal de detección o señal de dosis absorbida (SDA) y que están dispuestos de forma inteligente, es decir, configurados para permitir deducir a partir de sus señales de detección (SDA) la información que caracteriza la posición, la forma y/o la energía del haz de radiación ionizante que atraviesa los mismos, por un lado, y para controlar y regular el haz de radiación ionizante, en particular su posición, su forma y/o su energía, por otro lado.

35 Otras características y ventajas de la invención, tomadas solas o en combinación, resultarán evidentes a partir de la lectura de la siguiente descripción detallada, para la comprensión de la cual se hace referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- La figura 1 es una representación esquemática de un principio operativo general de los diversos medios y componentes del dispositivo de acuerdo con la invención que define un circuito de regulación y control,
- 40 - La figura 2 muestra esquemáticamente una realización a modo de ejemplo de un dispositivo de acuerdo con la invención,
- La figura 3 ilustra algunos de los parámetros principales de una dosis, a saber, la duración de la descarga (D), la duración de un pulso (d) y la frecuencia del pulso (f), y
- 45 - La figura 4 es una representación esquemática de un ejemplo de un medio de emisión de radiación ionizante (MER).

50 La figura 1 muestra una descripción general del principio de interconexión inteligente de los diversos componentes del dispositivo de irradiación por radiación ionizante para radioterapia y/o radiobiología objeto de la presente invención. Este principio muestra que los diferentes componentes y/o subcomponentes que constituyen el dispositivo de acuerdo con la invención cooperan entre sí y forman un circuito de control y regulación, en particular para el control y la regulación de la potencia a fin de administrar de manera controlada y precisa altas dosis de radiación ionizante de al menos 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nanogray (nGy), en un intervalo de energía comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, en períodos de tiempo muy cortos, es decir, por ejemplo, comprendidos entre 0,1 μ s y 100 ms, preferiblemente de 100 μ s o 1 ms. Esta cooperación e interconexión, así como el circuito formado 55 son esenciales para obtener las funciones técnicas que son objeto de la presente invención. La combinación de consignas técnicas, en particular electrónicas, en cada nivel del circuito de control y regulación, muestra la frecuencia con la que esta interconexión es necesaria para llevar a cabo la invención y permite controlar de forma precisa y sin ambigüedades el funcionamiento del dispositivo y la dosis administrada.

60 Con referencia a las figuras 1 y 2, el dispositivo comprende cuatro elementos interconectados entre sí: al menos un medio de emisión de radiación ionizante (MER), un medio de detección de la dosis (MDD), un sistema de control y comando (SCC) y un medio de control de la dosis (MCD).

65 El sistema de control y comando (SCC) es programado por un operador a través de un software de interfaz para enviar, en tiempo real, señales de consignas de emisión (CE) al medio de emisión de radiación ionizante (MER), señales de consignas de detección (CD) al medio de detección de dosis de radiación ionizante (MDD) y señales de consignas de

dosis absorbida (CDA) al medio de control de dosis de radiación ionizante (CDM).

Además, el medio de emisión de radiación ionizante (MER) emite radiación ionizante (RI) correspondiente a la señal de radiación ionizante que interactúa con el medio de detección de dosis (MDD).

5 La interacción de la radiación ionizante (RI) con el medio de detección de dosis (MDD) genera el envío de una señal de dosis absorbida (SDA) por parte del medio de detección de dosis (MDD) al medio de control de dosis (MCD). Tal medio de control de dosis (MCD) amplifica o atenúa, integra y compara la señal de dosis absorbida (SDA) con la señal de consigna de dosis absorbida (CDA). Si el resultado de la amplificación o la atenuación y de la integración de la
10 señal de dosis absorbida (SDA) es superior o igual a la señal de consigna de dosis absorbida (CDA), el medio de control de dosis absorbida (MCD) envía una señal que activa la interrupción del medio de emisión de radiación ionizante (MER). De lo contrario, la emisión de radiación ionizante (RI) continúa de acuerdo con las especificaciones predefinidas por el operador.

15 La disposición de los diversos componentes de consigna y de control y sus interconexiones que constituyen el circuito de control y regulación es tal que permite la administración controlada y precisa, de manera inteligente, de grandes dosis de radiación ionizante de al menos 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 µGy, preferiblemente 1 nGy, en un intervalo de energía comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, durante periodos de tiempo muy cortos, es decir, por ejemplo, comprendidos entre aproximadamente 0,1 µs y 100 ms, preferiblemente de 100 s o 1 ms.

20 El medio de detección de la dosis (MDD) comprende, en particular, el detector ultrarrápido capaz de detectar, con gran precisión, una dosis en periodos de tiempo muy cortos, por ejemplo, de al menos 0,01 ns, acoplado a un medio de control de dosis (MCD), el cual comprende una electrónica de control (EC). Dicha electrónica de control (EC) es capaz de controlar una dosis administrada de al menos 0,01 Gy, o incluso de al menos 0,25 Gy durante al menos 0,1 µs, incluso 100 µs, o incluso 1 ms, o incluso 100 ms.

En particular, el detector ultrarrápido del medio de detección de dosis (MDD) es de diamante y se encuentra comprendido entre dos electrodos de polarización en cuyos terminales está conectada la electrónica de control (EC) del medio de control de la dosis (MCD), que mide la señal de detección eléctrica (SDA), en particular la corriente, producida por la radiación ionizante a través del diamante, la convierte en una unidad de monitorización de tasa de
30 dosis absorbida y la integra para proporcionar una medición de dosis absorbida acumulada durante la emisión de radiación. La electrónica de conversión de la señal eléctrica producida por la interacción del diamante y la radiación ionizante se calibra, por ejemplo, utilizando un instrumento de medición absoluta de la dosis absorbida acumulada durante una emisión de radiación ionizante.

35 De acuerdo con otras características particularmente ventajosas de la invención, el detector ultrarrápido comprende uno o más de los llamados detectores "primarios", cada uno de los cuales comprende varios pequeños detectores calificados como secundarios, es decir, uno o más cuadrantes, sectores o vóxeles que producen cada uno una señal de detección (SDA) y están dispuestos para deducir a partir de sus señales de detección (SDA) la información que caracteriza la posición, la forma y/o la energía del haz de radiación ionizante que atraviesa de los mismos, por un lado, y para controlar y regular el haz de radiación ionizante, en particular su posición, su forma y/o su energía, por otro
40 lado. Por ejemplo, comprende cuatro cuadrantes, sectores o vóxeles dispuestos en un cuadrado.

45 Por ejemplo, cada detector calificado como detector primario comprende varias zonas de detección o varios pequeños detectores calificados como secundarios. El detector ultrarrápido puede ser una pila de detectores primarios en forma de discos de material semiconductor, separados en una pluralidad de detectores secundarios.

De manera ventajosa, el detector es un semiconductor, en particular el diamante, comprendido entre dos electrodos de polarización en cuyos terminales se aplica una tensión de varios voltios ajustable a través de la interfaz hombre-máquina, que permite obtener un tiempo de respuesta muy corto, por ejemplo, de al menos 0,01 ns, a altas tasas de dosis, es decir de al menos 0,01 Gy/s. De acuerdo con otro interesante ejemplo de realización, dicho detector puede estar fabricado de carburo de silicio. El semiconductor, en particular el diamante, está comprendido entre dos electrodos de polarización en cuyos terminales se aplica una tensión de polarización de varios voltios (TP), por ejemplo, un voltio por micrómetro de espesor de diamante entre los electrodos.

55 Tal como se describió anteriormente, el sistema de control y comando (SCC) puede ajustar la tensión de polarización (TP) a través de la interfaz hombre-máquina. En los terminales de los electrodos de polarización se conecta un medio de interconexión de polarización que permite proporcionar la tensión de polarización (TP) controlada por el sistema de control y comando (SCC) y transmitir la señal de dosis absorbida (SDA) producida por el diamante por interacción con la radiación ionizante por el medio de control de dosis (DCM).
60

De manera ventajosa, el medio de control de dosis (MCD) comprende medios para medir la señal eléctrica (SDA), en particular para medir la corriente, producida por la radiación emitida a través del detector, en particular por la interacción entre el detector y la radiación ionizante que atraviesa el mismo, medios para convertir dicha señal de detección eléctrica (SDA), en particular la corriente, en una unidad de monitorización de tasa de dosis absorbida y medios para integrar dicha señal de detección eléctrica (SDA), en particular corriente, para medir con precisión la dosis
65

absorbida acumulada durante la emisión de radiación ionizante.

El detector seleccionado ofrece la ventaja de tener un tiempo de respuesta muy corto del orden de un nanosegundo o incluso de un orden inferior al del nanosegundo. También ofrece una alta resistencia a la radiación ionizante, propiedades de interacción con la radiación ionizante similares a las del agua, es decir, que la energía impartida por la radiación ionizante al atravesar el mismo es comparable a la que la misma radiación impartiría en el agua, la conversión de dicha energía en una señal de detección eléctrica (SDA) haciendo que esta última sea representativa de la dosis impartida por la radiación ionizante en la materia viva, normalmente un paciente. También ofrece una respuesta lineal en términos de la corriente de la señal eléctrica con respecto a la tasa de dosis en amplios intervalos de altas tasas de dosis y/o la duración del pulso (d) de la radiación ionizante. También ofrece una respuesta constante en términos de corriente en relación con la energía de la radiación ionizante.

Estas diversas propiedades físicas y posiblemente químicas hacen del diamante en particular un material adecuado para medir una alta tasa de dosis de radiación ionizante, en particular tasas de dosis de al menos 25 Gy/s o incluso al menos 50 Gy/s, en pulsos muy cortos de radiación ionizante del orden de 100 ns, durante una larga vida útil, es decir, de al menos 500 horas.

El sistema de control y comando (SCC) está provisto de un sistema de control funcional de los diversos componentes de dicho dispositivo de acuerdo con la invención. Este sistema de control y comando (SCC) consta principalmente de la interfaz hombre-máquina (HMI) que comprende varios botones y componentes de gestión y programación del dispositivo, en particular con respecto a la dosis, la tasa de dosis absorbida o la tasa de dosis administrada de radiación ionizante. El sistema de control y comando (SCC) comprende, además, herramientas de visualización y varios medios de comando secundarios, incluyendo medios táctiles y no táctiles, interruptores, etc., necesarios para la implementación del dispositivo. Estos medios permiten que un operador programe de manera controlada y deseada y con gran precisión, de forma inteligente, en un solo paso, la naturaleza de la radiación, la dosis absorbida y/o la tasa de dosis absorbida y eventualmente la tasa de dosis administrada, de radiación ionizante, durante un periodo de tiempo deseado, y el régimen de pulsos.

Los parámetros del pulso de la rejilla, la amplitud, la frecuencia (f) y la duración del pulso (d), el número de pulsos por tren de pulsos o la duración del tren de pulsos, la duración entre los trenes de pulsos y el número de trenes de pulsos o la duración de emisión total (D) (como se muestra esquemáticamente en la figura 3) son definidos por el operador a través de la interfaz hombre-máquina y el software adaptado. Estos parámetros se transmiten a una electrónica programada para generar señales de sincronización de los pulsos de alta frecuencia (HF) del acelerador y de los pulsos de la rejilla del cañón de electrones o la activación de la fuente del haz de partículas. Las señales son amplificadas por una electrónica de baja tensión para producir pulsos de rejilla y por una electrónica de potencia para la producción de pulsos de alta frecuencia (HF).

Además, el detector, tal como se ha descrito anteriormente, se coloca en el haz de radiación ionizante para medir la tasa de dosis absorbida que la radiación ionizante puede producir en la materia con la que interactúa, normalmente un paciente. La señal (SDA) producida por el detector en forma de corriente eléctrica es medida e integrada por la electrónica de control (EC) del medio de control de dosis (MCD), en particular un electrómetro, durante la emisión de la radiación ionizante y el valor integrado se compara con el valor de la dosis absorbida prescrita (CDA) por el operador a través de la interfaz hombre-máquina (HMI). Tan pronto como el valor integrado sea superior o igual al valor prescrito, la señal de pulsos de la rejilla desciende a su tensión de polarización negativa con respecto al cátodo para impedir la emisión. La duración de la emisión de radiación ionizante puede, por lo tanto, controlarse y detenerse en tiempo real y la dosis administrada es exacta al valor cercano a la dosis producida por el último pulso de radiación ionizante.

La función de medición de la señal de detección puede ser proporcionada, por ejemplo, por un amplificador o atenuador de acuerdo con la amplitud de la señal, seguido de un dispositivo de muestreo y retención. El medio de control de la dosis (MCD) es un medio configurado para controlar la activación y la detención de los medios de emisión de radiación ionizante (MER) e incluye la electrónica de control y de comando (EC). En una realización particularmente conveniente, la electrónica de control y comando (EC) comprende el amplificador o atenuador que amplifica o atenúa, de acuerdo con la amplitud, una señal emitida por el detector, el integrador que integra durante la duración de la emisión de dicha señal amplificada o atenuada y el comparador que compara continuamente dicha señal integrada con las consignas de dosis prescrita (CDA) predeterminada por el operador.

Para controlar la emisión de radiación ionizante durante periodos de tiempo muy cortos, el emisor (MER) está constituido por una fuente de energía que se activa y se detiene mediante la electrónica del sistema de control y comando (SCC). El operador controla la activación de una transmisión programada a través de la interfaz hombre-máquina (HMI). La electrónica del sistema de control y comando (CCS) acoplada al medio de control de dosis (MCD) detiene las fuentes de energía cuando la dosis absorbida, detectada y medida alcanza el valor prescrito y predeterminado por el operador.

Gracias a la rápida electrónica de los medios de control de dosis (MCD), cuando la señal integrada, amplificada o atenuada, proveniente del detector (SDA) iguala la señal de consigna de la dosis (CDA), la señal de salida del comparador cae automáticamente a un valor predeterminado y predefinido y activa la detención de la fuente del haz de electrones, en particular el medio de emisión de radiación ionizante (MER), y la detención de la fuente de alta

tensión (HT) del acelerador en un tiempo suficientemente corto, es decir, preferiblemente inferior a 100 μ s de modo que la dosis detectada no supere la dosis prescrita.

5 Todos los medios antes mencionados que forman el circuito de control y regulación, en particular de la potencia, que constituyen el dispositivo de la presente invención, están interconectados entre sí de manera inteligente, tal como se describió anteriormente, para cooperar y formar un circuito de control y regulación inteligente, en particular de la potencia, a fin de administrar de forma controlada y precisa grandes dosis de radiación ionizante, es decir, preferiblemente de al menos 0,01 Gy y preferiblemente de al menos 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, en un intervalo de energía comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, en periodos de tiempo muy
10 cortos, es decir, por ejemplo, comprendidos entre aproximadamente 0,1 μ s y 100 ms, preferiblemente de 100 μ s o 1 ms.

15 De manera ventajosa, el medio de emisión de radiación ionizante (MER) consiste principalmente en un acelerador de partículas que comprende una fuente de energía y el sistema de control de pulsos que, por ejemplo, está conectado directamente al medio de control de la dosis (MCD) para detener automáticamente la fuente de energía cuando la dosis absorbida, detectada y medida ha alcanzado el valor prescrito y predeterminado por el operador a través de la interfaz hombre-máquina (HMI).

20 Dicha interfaz hombre-máquina (HMI) comprende además una estación de control (PC) y un programa de gestión de interfaz de visualización. La interfaz hombre-máquina también comprende botones pulsadores e indicadores luminosos para racks, cajas y/o tarjetas electrónicas que contienen las electrónicas del sistema de control y comando (SCC) y del medio de control de dosis (CDM).

25 De manera ventajosa, durante el funcionamiento del dispositivo, el detector produce una señal en forma de corriente eléctrica, dicha señal es medida e integrada por un electrómetro durante la emisión de la radiación, el valor integrado de dicha señal se compara directamente con el valor de la dosis prescrita y predeterminada por el operador a través de la interfaz hombre-máquina (HMI) de manera que, tan pronto como el valor integrado sea superior o igual al valor prescrito y predeterminado, la señal de pulso de la rejilla cae automáticamente a un valor predeterminado correspondiente a la tensión de polarización con respecto al cátodo para impedir y detener, de manera instantánea, la
30 emisión de radiación ionizante y eventualmente, la fuente de alta tensión en un tiempo suficientemente corto, por ejemplo de al menos 1 ns.

35 La figura 4 es una realización que muestra un medio de emisión de radiación ionizante (MER). Este medio de emisión de radiación ionizante (MER) comprende al menos una fuente de partículas, en particular electrones. Dicha fuente comprende, por ejemplo, al menos un cátodo (1), un ánodo (3) y una rejilla (2). La rejilla incluye además una polarización de baja tensión (6) que controla la extracción y el caudal de las partículas extraídas del cátodo.

40 El medio de emisión de radiación ionizante (MER) comprende, además, un filamento (7), alimentado con tensión, en particular con baja tensión, para calentar el cátodo y, por lo tanto, hacer que sea emisivo, es decir, para poder extraer partículas del mismo.

45 La rejilla está configurada de modo que las partículas extraídas del cátodo atraviesan la misma. El cátodo y el ánodo están conectados a una fuente de alimentación de alta tensión HT (5). De este modo, las partículas que han atravesado la rejilla se aceleran hacia el ánodo formando un haz de partículas.

50 La fuente del haz de partículas puede ser, por ejemplo, una fuente activable por un haz de láser, o una fuente que puede ser activada por una rejilla polarizada o un electrodo polarizado. En este primer caso, la fuente está compuesta por un fotocátodo o un plasma, un ánodo y un haz de láser que ilumina el fotocátodo o el plasma para activar la emisión de electrones por el fotocátodo o por el plasma. El ánodo está provisto de un orificio que permite la extracción del haz de partículas y su inyección en un medio de aceleración (8) del haz de partículas (4).

El medio de emisión de radiación ionizante (MER) comprende, además, una cámara de vacío, es decir, a una presión muy baja, por ejemplo, de como máximo 10^{-6} mbares.

55 El medio de emisión de radiación ionizante (MER) comprende, además, una ventana de transmisión o un objetivo de conversión (9) que convierte el haz de partículas (4) en radiación ionizante (4 bis) por transmisión desde la cámara de vacío a la atmósfera exterior. Así es como se emite la radiación ionizante.

60 En términos generales, el principio general de emisión de partículas o radiación ionizante es ampliamente conocido en el estado de la técnica.

65 El medio de emisión de radiación ionizante (MER) está provisto de un sistema de control de pulsos de potencia que comprende un generador de potencia que alimenta el medio de aceleración del haz de partículas y una electrónica de conmutación. Tal sistema de control de pulsos de potencia es capaz de producir un haz de partículas de energía ajustable y deseada en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, pulsado a una frecuencia (f) deseada, normalmente entre 5 Hz y 1 kHz, con una duración de pulso (d) ajustable de al menos 1 ns, preferiblemente 0,1 μ s y

capaz de administrar una tasa de dosis absorbida de hasta 250 Gy/s, o incluso de hasta 500 Gy/s o incluso de hasta 1000 Gy/s.

5 A la energía ajustada y deseada, el caudal de partículas, en otras palabras, la corriente del haz de partículas, se controla mediante la tensión de polarización (6) aplicada a la rejilla. Es la combinación de energía y corriente de haz de partículas lo que determina la tasa de dosis absorbida que puede ser administrada por los medios de emisión de radiación ionizante (MER).

10 El medio de emisión de radiación ionizante está provisto, además, de una fuente de haz de partículas activada por la rejilla (2). La corriente de haz de partículas generada por la fuente de la rejilla depende directamente de la tensión de polarización (6) de dicha rejilla (2), en particular en forma de una señal con una duración de pulso (d) de al menos 1 ns, preferiblemente 0,1 μ s, una frecuencia de pulso (f) y una amplitud de tensión de polarización.

15 La electrónica de conmutación que alimenta dicha rejilla puede operar en varios modos, en particular en modo recurrente para irradiación de larga duración, en modo de pulso único para irradiaciones de duraciones muy cortas, inferiores, preferiblemente a 1 ms, o incluso a 100 μ s, y en modo semi-recurrente para las irradiaciones compuestas por varios trenes de pulsos, de frecuencias seleccionadas y separadas de acuerdo con los retardos seleccionados.

20 De manera ideal, la forma de la señal de polarización de la parrilla se puede programar a voluntad con pulsos de duración variable, frecuencia variable, amplitud variable y al menos un retardo predefinido entre pulsos y/o entre trenes de pulsos.

25 La electrónica de conmutación del sistema de control de pulsos de potencia del medio de emisión de radiación (MER) comprende entradas y salidas analógicas para adquirir toda la información relevante, tanto los valores controlados como los valores medidos, relativos a la corriente y a la tensión de calentamiento de la fuente del haz de partículas y a la amplitud de pulso de la tensión de polarización de la rejilla.

30 El emisor de radiación ionizante es un acelerador de partículas, en particular un acelerador lineal, por ejemplo, un acelerador de electrones lineal. El haz de electrones del acelerador se puede usar directamente como radiación ionizante después de haber atravesado una ventana (9) que separa el vacío de la cámara del acelerador y la atmósfera exterior, o el acelerador puede estar equipado con un objetivo de conversión de la potencia del haz de electrones en rayos X que luego constituye la radiación ionizante útil.

35 El acelerador produce un haz de energía deseada y partículas de corriente, en particular energía en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, preferiblemente un intervalo de 3 MeV a 25 MeV. La corriente y la energía son definidas por el operador a través de la interfaz hombre-máquina para obtener la radiación ionizante deseada en el intervalo previamente seleccionado.

40 De manera ventajosa, el medio de aceleración (8) utiliza microondas, o es un medio de inducción o electrostático.

De acuerdo con otras características de la invención, el medio de aceleración (8) es, en particular, una cavidad de aceleración.

45 De manera ventajosa, el medio de emisión de radiación (MER) comprende, además, una pluralidad de medios de aceleración, en particular una o más cavidades de aceleración, montadas en serie y/o intercaladas con medios para la desviación o recirculación del haz de partículas a través de uno o más de dichos medios de aceleración, cada uno de los cuales está alimentado por al menos una fuente de energía que puede ser suministrada por al menos un modulador, estando dicho modulador alimentado por una fuente de alta tensión HT.

50 En el caso de un acelerador lineal con onda de microondas progresiva o estacionaria, por ejemplo, en la banda S a 3 Gigahercios (GHz), puede utilizarse como radiación ionizante un haz de electrones de energía ajustable en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV y de una corriente media de 100 μ A. Cualquier otro tipo de acelerador de mayor o menor frecuencia, o incluso de corriente continua, es decir, electrostático (es decir, un acelerador de tensión continua) puede utilizarse siempre que el intervalo de energía y la corriente media correspondan a los valores indicados previamente. Por ejemplo, el haz es pulsado a una frecuencia (f) ajustable comprendida entre 5 Hz y 200 Hz con una duración de pulso (d) ajustable entre 0,05 μ s y 4,5 μ s y una amplitud mínima de 100 mA.

60 Para los rayos X, es necesario que el acelerador sea más potente, capaz de acelerar un haz de electrones primario de intensidad media superior a 1 mA. Este acelerador puede ser un acelerador de cavidad de cobre lineal o un acelerador superconductor lineal, o cualquier otro tipo de acelerador correspondiente a los requisitos del resultado esperado objeto de la presente invención.

65 En el caso de un acelerador lineal que comprende una cavidad de cobre, se pulsa a frecuencias (f) superiores a 200 Hz, con una duración del pulso (d) de al menos 5 μ s y una intensidad de pico de al menos 1 A. Puede constar de varias cavidades de aceleración en serie, cada una alimentada por su propia fuente de energía de alta frecuencia (HF). Las fuentes de energía pueden ser medios de amplificación que comprenden una cámara de vacío y que

permiten realizar ampliaciones de potencia media y alta con una banda estrecha de microondas, por ejemplo, klistrones, y estos medios de ampliación son alimentados por moduladores convencionales o de estado sólido.

5 Para proporcionar un haz pulsado de frecuencia (f) ajustable, una duración de pulso (d) ajustable y una amplitud de corriente de pico ajustable, la fuente del haz del acelerador comprende un cañón de electrones de corriente continua (CC) o electrostático (es decir, un cañón de electrones de tensión continua) de tipo triodo o de tipo de fotocátodo disparado por láser o de tipo de plasma disparado por electrodo o láser. Puede tratarse, por ejemplo, de un cañón de alta tensión de CC con un cátodo termoiónico con rejilla. El cátodo se lleva a un potencial negativo de una decena a varias decenas de kilovoltios. El ánodo permanece en el potencial de tierra, en particular 0 V (cero voltios). La rejilla
10 entonces actúa como un disparador al ser llevada a un potencial negativo e inferior a diez o cien voltios con respecto al cátodo para no emitir y a un potencial negativo pero superior al del cátodo para emitir. La amplitud de la corriente de pico emitida por el cátodo depende de su diferencia de potencial con respecto a la de la rejilla. La frecuencia (f) ajustable, la duración (d) ajustable y la amplitud de tensión ajustable se envían a la rejilla en fase con los pulsos de alta tensión (HV) de alimentación del cátodo para generar un haz pulsado deseado y se inyectan para la aceleración de partículas en las cavidades de alta frecuencia (HF) del acelerador.
15

El dispositivo de acuerdo con la invención tiene la ventaja de ofrecer al operador la posibilidad de programar el tipo de radiación ionizante, la energía de la radiación, la tasa de dosis de radiación ionizante absorbida y/o que va a ser administrada y la duración de la irradiación o la dosis de radiación ionizante que se debe absorber y/o administrar.
20

Permite la administración inteligente, controlada y precisa, de la manera deseada, de altas dosis de radiación ionizante de al menos 0,01 Gy o incluso 0,25 Gy a través de la interfaz hombre-máquina con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, a energías en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, en periodos de tiempo muy cortos, normalmente comprendidos entre 0,1 μ s y 100 ms, preferiblemente de 100 μ s o incluso 1 ms.
25

También permite, para otras aplicaciones, la administración controlada y precisa, de la manera deseada, a través de la interfaz hombre-máquina, de altas tasas de dosis de radiación ionizante de hasta 250 Gy/s, a energías en intervalos comprendidos entre 1 MeV y 50 MeV, en periodos de tiempo muy cortos de al menos 50 ns, para fines de radioterapia y/o radiobiología.
30

Por lo tanto, se ve que es posible producir de manera industrial de una máquina fiable de radioterapia y/o radiobiología capaz de administrar una dosis alta y precisa de radiación ionizante, por ejemplo, de 10 Gy, en periodos de tiempo muy cortos, por ejemplo, de 100 ms.

35 En contra de los prejuicios que consistían en creer que era imposible diseñar una máquina de radioterapia capaz de proporcionar las prestaciones descritas anteriormente, la invención presentada en este documento muestra que, mediante el uso de la máquina descrita en la presente invención, es posible resolver el problema anteriormente mencionado

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante, en particular para radioterapia y/o radiobiología, que comprende simultáneamente al menos:

- 5 - un medio de emisión de radiación ionizante (MER) que comprende:
- o al menos una fuente de partículas que comprende al menos:
 - 10 ▪ un cátodo y un ánodo, o un plasma,
 - un medio de activación de la emisión de partículas, en particular una rejilla, un electrodo o un láser,
 - y
 - un medio de aceleración de un haz de partículas, y
 - 15 o un sistema de control de pulsos de potencia,
- un medio de detección de dosis de radiación ionizante (MDD) que comprende un detector,
- un medio de control de dosis (MCD) configurado para controlar la activación y la detención del medio de emisión de radiación ionizante (MER), que comprende:
- 20 o una electrónica de control (EC),
- o un amplificador y/o un atenuador que amplifica y/o atenúa una señal emitida por el detector,
- o un integrador que integra durante el tiempo de duración de la emisión dicha señal amplificada y/o atenuada
- 25 y
- o un comparador que compara continuamente dicha señal integrada con las consignas de la dosis prescrita (CDA) predeterminada por un operador,
- un sistema de control y comando (SCC), que comprende:
- 30 o un sistema de control funcional (SCF) de los distintos componentes de dicho dispositivo, que comprende:
- una interfaz hombre-máquina (HMI),
 - herramientas de visualización y
 - medios de implementación configurados de modo que un operador programe, en un solo paso, la
 - 35 naturaleza de la radiación, la tasa de dosis absorbida de radiación ionizante, una duración de la emisión de la radiación ionizante y el régimen de pulsos.

- estando el dispositivo **caracterizado por que**: dichos medios (MER, MDD, MCD) y dicho sistema (SCC) están configurados para administrar y controlar dosis de radiación ionizante de al menos 0,01 Gy o incluso 0,25 Gy con una precisión de al menos 1 μ Gy, preferiblemente 1 nGy, a energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV, durante periodos de tiempo comprendidos entre aproximadamente 0,1 μ s y 100 ms, preferiblemente de 100 μ s o 1 ms,

40 - el sistema de control de impulsos de potencia del medio de emisión de radiación ionizante (MER) está configurado para producir un haz de partículas, es decir, una radiación ionizante, de energía en un intervalo comprendido entre 1 MeV y 50 MeV, pulsado a una frecuencia (f) comprendida entre 5 Hz y 1000 Hz, o incluso entre 5 Hz y 500 Hz,

45 o incluso entre 5 Hz y 200 Hz, y preferiblemente de aproximadamente 100 Hz, con una duración de pulso (d) de al menos 1 ns, preferiblemente comprendida entre 0,05 μ s y 12 μ s, preferiblemente de 0,1 μ s, y para administrar una tasa de dosis absorbida de al menos aproximadamente 0,01 Gy/s, por ejemplo, comprendida entre aproximadamente 0,01 Gy/s y aproximadamente 250 Gy/s, o incluso de 500 Gy/s o incluso de 1000 Gy/s,

50 - la electrónica de control (EC) del medio de control de dosis (MCD) está configurada para controlar una dosis que se administra durante al menos 0,1 μ s, o incluso 100 μ s, o incluso 1 ms, o 100 ms y

- el detector es un detector ultrarrápido, acoplado al medio de control de dosis (DCM), configurado para detectar una dosis de radiación ionizante en al menos 0,01 ns y a tasas de dosis de al menos 0,01 Gy/s, por ejemplo, de 25 Gy/s, o incluso de 50 Gy/s, o incluso preferiblemente de 250 Gy/s, o incluso de 500 Gy/s o incluso de 1000 Gy/s.

2. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** el medio de emisión de radiación ionizante (MER) es un acelerador de partículas que comprende una fuente de energía y un sistema de control de pulsos, estando dicho sistema de control de pulsos directamente conectado al medio de control de dosis (MCD) para detener automáticamente la fuente de energía cuando la dosis absorbida, detectada y medida, ha alcanzado un valor prescrito y predeterminado por el operador a través de la interfaz hombre-máquina (IHM), comprendiendo, además, dicha interfaz hombre-máquina (IHM) una estación de comando (PC) y un programa de gestión de interfaz de visualización.

3. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizado por que** el medio de aceleración es de microondas o de inducción o electrostático.

- 5 4. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las anteriores reivindicaciones, **caracterizado por que** el medio de emisión de radiación (MER) comprende, además, varios medios de aceleración montados en serie y/o intercalados con medios para la desviación o recirculación del haz de partículas a través de uno o más de dichos medios de aceleración, cada uno de los cuales está alimentado por al menos una fuente de energía.
- 10 5. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las anteriores reivindicaciones, **caracterizado por que** el detector es un semiconductor, en particular diamante en forma monocristalina o policristalina, puro o dopado, comprendido entre dos electrodos de polarización en cuyos terminales se aplica una tensión de varios voltios ajustable de acuerdo con el espesor del detector a través de la interfaz hombre-máquina y configurado para obtener un tiempo de respuesta muy corto de al menos 0,01 ns, a tasas de dosis altas de al menos 0,01 Gy/s.
- 15 6. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las anteriores reivindicaciones, **caracterizado por que** la electrónica de control (EC) del medio de control de dosis (MCD) comprende medios para medir la corriente eléctrica, en particular, una señal eléctrica, producida por la interacción de la radiación ionizante con el detector, medios para convertir dicha corriente eléctrica una unidad de tasa de dosis absorbida y medios para integrar dicha corriente eléctrica que están configurados para medir con precisión la dosis absorbida acumulada durante la emisión de la radiación ionizante.
- 20 7. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las anteriores reivindicaciones, en el que el detector produce una señal eléctrica, dicha señal eléctrica es medida e integrada por un electrómetro durante la emisión de la radiación ionizante, el valor integrado de dicha la señal eléctrica es comparado directamente con el valor de la dosis prescrita y predeterminado por el operador a través de la interfaz hombre-máquina, de modo que, tan pronto como el valor integrado sea superior o igual al valor prescrito y predeterminado, la señal del medio de activación de la emisión de partículas se interrumpe para detener, de manera instantánea, la emisión de radiación ionizante, y preferiblemente la fuente de alta tensión, en al menos 1 ns.
- 25 8. Dispositivo de irradiación por radiación ionizante de acuerdo con una cualquiera de las anteriores reivindicaciones, en el que el detector comprende uno o más cuadrantes o sectores o vóxeles que producen cada uno una señal de detección (SDA) y están configurados para permitir, a partir de sus señales de detección (SDA), la información que caracteriza la posición, la forma y/o la energía del haz de radiación ionizante que atraviesa los mismos, por un lado, y para controlar y regular el haz de radiación ionizante, en particular su posición, su forma y/o su energía, por otro lado.
- 30

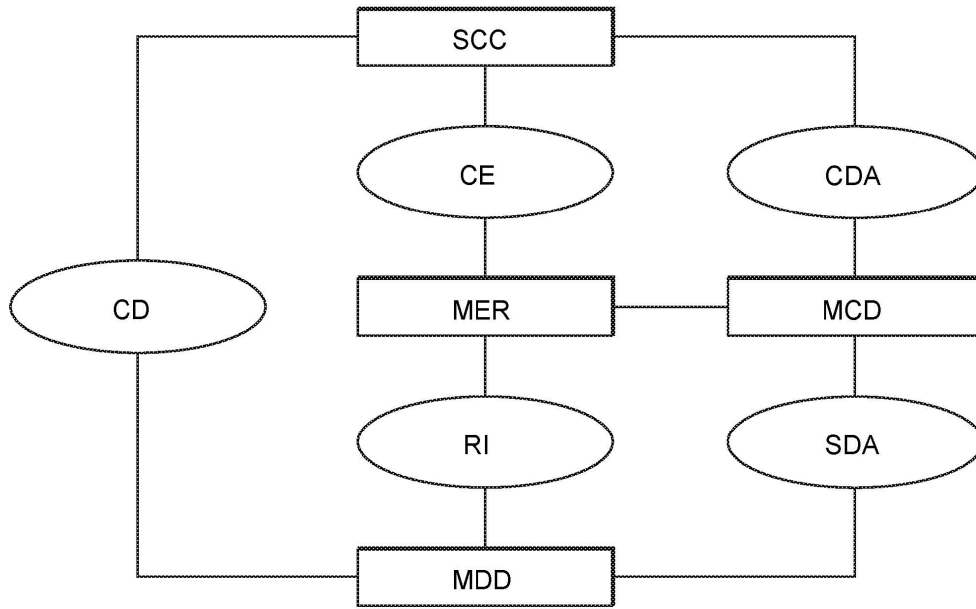


Fig. 1

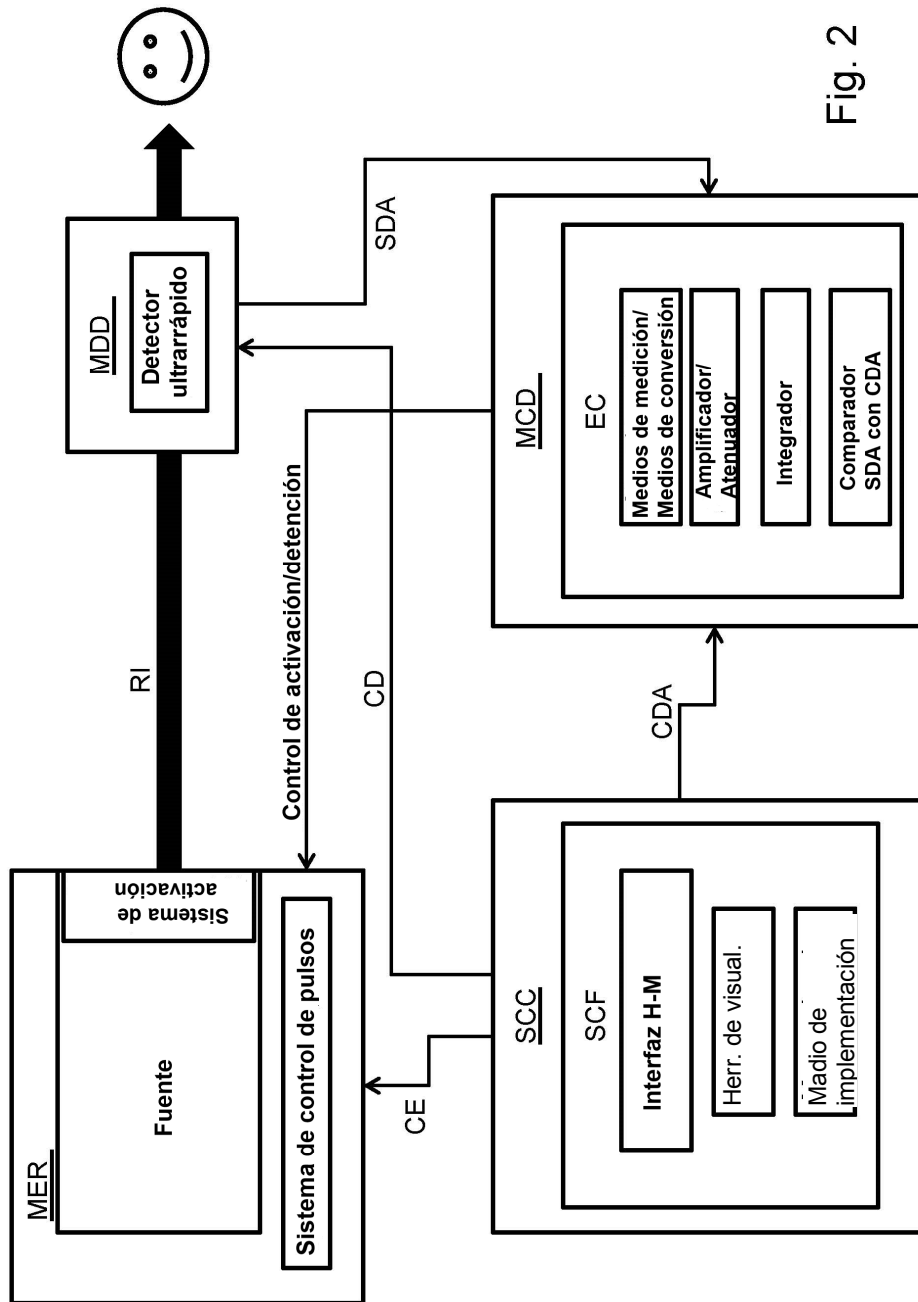


Fig. 2

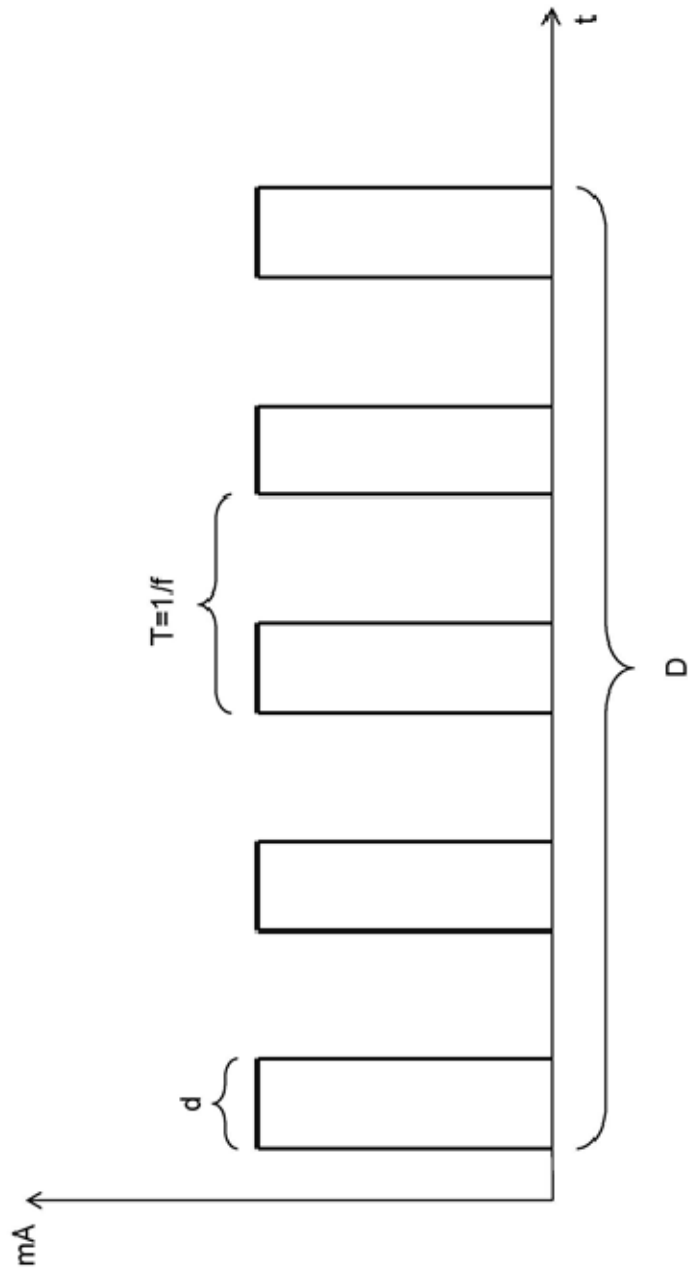


Fig. 3

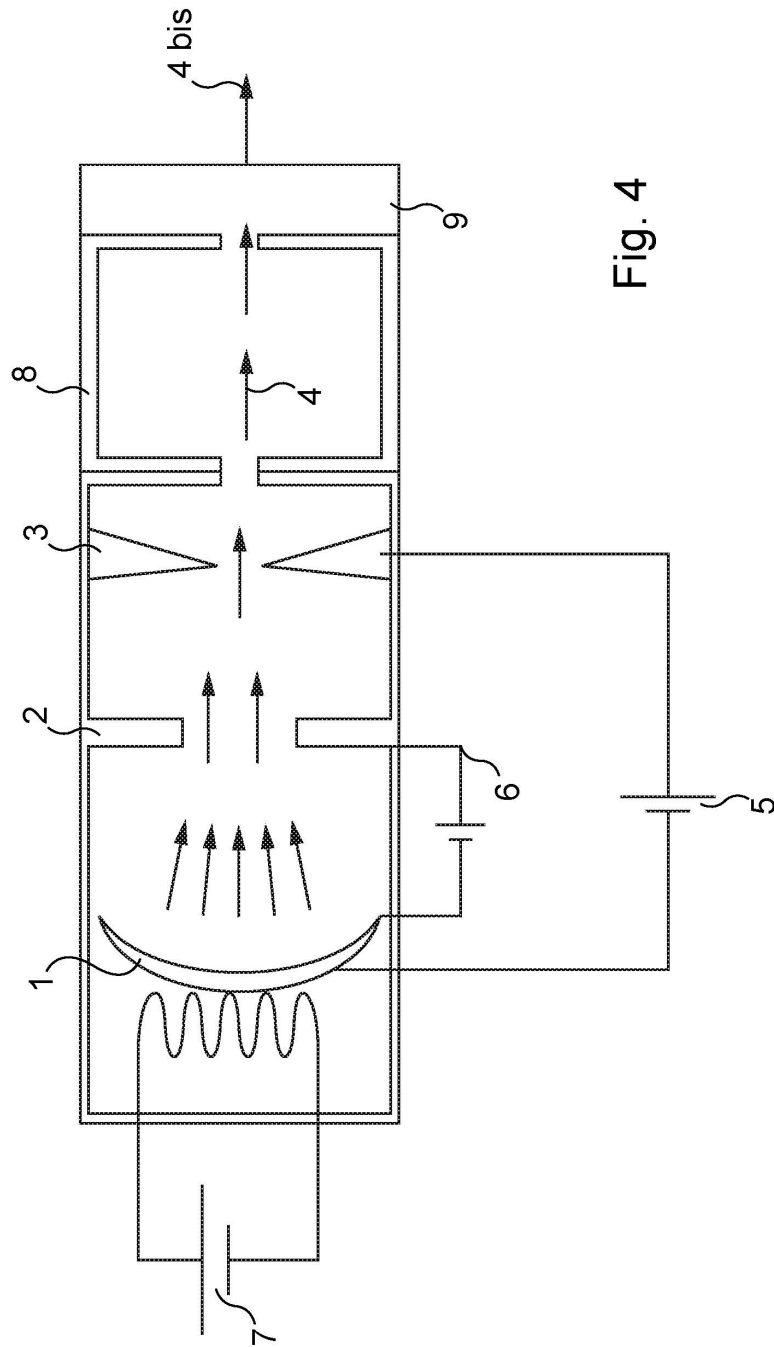


Fig. 4