

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 735 283**

51 Int. Cl.:

**G01T 1/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.10.2012 PCT/EP2012/071085**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.05.2013 WO13060745**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.10.2012 E 12775528 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.05.2019 EP 2771716**

54 Título: **Procedimiento de determinación de la dosis de radiación depositada en un centelleador por una radiación ionizante y dispositivo asociado**

30 Prioridad:

**24.10.2011 FR 1159615**

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

**17.12.2019**

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.) (50.0%)**

**3, rue Michel-Ange**

**75016 Paris, FR y**

**UNIVERSITÉ DE STRASBOURG (50.0%)**

72 Inventor/es:

**JUNG, JEAN-MARC;**

**SOHIER, TILL;**

**TORRES, MAURICIO;**

**MUNIER, MÉLODIE y**

**BARILLON, RÉMI**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

ES 2 735 283 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 de determinación de la dosis de radiación depositada en un centelleador por una radiación ionizante y dispositivo asociado

5 La presente invención se refiere a un procedimiento de determinación de una dosis de radiación depositada en un centelleador por una radiación ionizante.

10 En un gran número de ámbitos (medicina, industria farmacéutica, industria agroalimentaria, industria nuclear, centelleo líquido) es importante poder determinar de manera precisa la dosis de radiación recibida por un objeto o un organismo vivo sometido a una radiación ionizante.

15 El procedimiento más extendido de determinación de la dosis depositada en un material utiliza una cámara de ionización. La cámara de ionización comprende un recinto llenado con un volumen de gas. Se disponen un ánodo y un cátodo, respectivamente, en los extremos del recinto y se aplica una diferencia de potencial eléctrico entre el ánodo y el cátodo a fin de crear un campo eléctrico en el gas. La radiación ionizante incidente en la cámara de ionización ioniza los átomos o las moléculas del gas, creando así pares de portadores de cargas, electrones y huecos. Bajo el efecto del campo eléctrico que existe en el gas, los portadores positivos (iones) migran hacia el cátodo, mientras que los portadores negativos (electrones) migran hacia el ánodo. Los primeros, más pesados y menos móviles, normalmente se ignoran. Esto da como resultado una corriente eléctrica proporcional al número de pares de portadores de carga creados en el gas por la radiación ionizante. Se aplica después una corrección que tiene en cuenta la diferencia de densidad entre el gas de la cámara de ionización y el material en el que se quiere estimar la dosis depositada a fin de obtener la dosis corregida en el material.

25 Este procedimiento no es enteramente satisfactorio. En primer lugar, se limita a la medición de dosis medias y fuertes debido a la dificultad de medir con precisión corrientes con una densidad inferior al picoamperio. Por consiguiente, la medición de dosis bajas, cuando es posible, está empañada por grandes incertidumbres.

30 Además, la corriente medida es proporcional al número de pares de portadores de carga creados en el gas de la cámara de ionización. Para obtener la dosis depositada en el material, es necesario aplicar a las mediciones obtenidas en la cámara de ionización correcciones que tengan en cuenta la diferencia de densidad entre el gas y el material. La aplicación de tales factores de corrección, que incluyen a veces correcciones geométricas, reduce la precisión de la medición.

35 Por último, las cámaras de ionización más pequeñas miden aproximadamente 2 cm de lado. Son, por tanto, relativamente voluminosas, lo que impide su uso en sitios pequeños.

40 Un segundo procedimiento de determinación de la dosis depositada consiste en utilizar un centelleador asociado a un tubo fotomultiplicador. Bajo el efecto de la radiación ionizante incidente, el centelleador se excita y emite luz. Esta luz resulta de dos contribuciones: i) la excitación directa del centelleador, sin ionización, que lleva a una emisión de luz denominada rápida; ii) la ionización del centelleador y la producción de pares de portadores de cargas de acuerdo con un proceso similar al inducido en una cámara de ionización convencional, que da lugar a una fluorescencia denominada de recombinación, diferida con respecto a la fluorescencia rápida. La luz total emitida por el centelleador es recibida por el tubo fotomultiplicador, que la convierte en una señal eléctrica. Un montaje electrónico, situado aguas abajo del tubo fotomultiplicador, identifica la producción de un evento de excitación en el centelleador cada vez que la tensión de salida del tubo fotomultiplicador supera un umbral de activación predeterminado. Un monograma da a continuación la correspondencia entre la dosis depositada en el material por la radiación ionizante y el número de eventos contados por el fotomultiplicador.

50 La necesidad de recurrir a un monograma proviene del hecho de que el número de "eventos de excitación" identificados por el montaje electrónico asociado al tubo fotomultiplicador no se corresponde con el número de eventos de excitación que se producen realmente en el centelleador, debido en particular al ruido intrínseco del tubo fotomultiplicador, así como a la radiación de Cherenkov que se puede producir en el centelleador tras su excitación, en el caso de radiaciones que tengan una energía suficiente para producirla. Así, el monograma es una curva no lineal de correspondencia entre la dosis depositada en el material y el centelleo detectado, proviniendo la no linealidad particularmente del aumento del ruido del detector con la intensidad de la luz recibida y de la radiación de Cherenkov.

60 Debido a la necesidad de usar una curva no lineal de correspondencia para determinar la dosis a partir del centelleo detectado, este procedimiento no permite una determinación directa de la dosis depositada en el material a partir de la señal detectada por el tubo fotomultiplicador por medio de una relación lineal entre la dosis depositada y la señal medida.

65 Además, el monograma es propio de un detector particular. En particular, el monograma es diferente para modelos diferentes de fotomultiplicadores pero también para dos fotomultiplicadores del mismo modelo. El monograma varía si se cambia el fotomultiplicador, incluso si se selecciona un modelo nuevo con la misma referencia.

El documento WO 2010/017218 describe un aparato y un procedimiento de medición de una radiación ionizante.

Un objeto de la invención es proporcionar un procedimiento directo y preciso de determinación de la dosis de radiación depositada en un material por una radiación ionizante, incluso si esta dosis es muy baja.

5 Para tal fin, la invención tiene por objeto un procedimiento del tipo citado previamente, de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende las etapas de:

- 10 - irradiar el centelleador con una radiación ionizante durante un tiempo predeterminado, cada interacción entre la radiación ionizante y el centelleador excitando al centelleador y produciendo la emisión de fotones de centelleo;
- detectar un instante de excitación del centelleador por la radiación ionizante mediante un primer fotodetector; después
- detectar un instante de recepción de un fotón de centelleo emitido por el centelleador mediante un segundo fotodetector, que funciona en régimen de recuento de fotón único, distinto del primer fotodetector;
- 15 - identificar cada secuencia constituida por una detección de un instante de excitación por el primer fotodetector, seguida de la detección de un instante de recepción por el segundo fotodetector en un evento de coincidencia;
- contar el número de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación; y
- obtener la dosis de radiación depositada en el centelleador durante el tiempo predeterminado de irradiación en función del número de eventos de coincidencia contados y de un factor de proporcionalidad predeterminado.

20 De acuerdo con realizaciones particulares, el procedimiento presente una o varias de las características siguientes, tomadas por separado o según cualquier combinación técnicamente posible:

- 25 - la dosis de radiación depositada en el centelleador durante el tiempo predeterminado de irradiación se obtiene mediante multiplicación del número de eventos de coincidencia contados por el factor de proporcionalidad predeterminado.
- el segundo fotodetector presenta una abertura física de recepción de fotones con un área inferior a una abertura física de recepción de fotones del primer fotodetector,
- 30 - el primer fotodetector y el segundo fotodetector se seleccionan entre un tubo fotomultiplicador, un fotomultiplicador de placa multicanales y un detector de diodos,
- el factor de proporcionalidad predeterminado es independiente del número de eventos de coincidencia detectados,
- el procedimiento de determinación comprende las etapas de:
- 35 - cronometrar el tiempo de detección entre el instante de excitación detectado por el primer fotodetector y el instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector para cada evento de coincidencia;
- construir una curva del número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección;
- calcular la dosis depositada a partir de una integración de al menos una parte de la curva y del factor de proporcionalidad predeterminado;
- 40 - la dosis depositada se calcula mediante multiplicación de la integral de al menos una parte de la curva por el factor de proporcionalidad predeterminado
- el centelleador es un centelleador orgánico,
- el procedimiento comprende una etapa de transmisión de al menos una parte de la luz emitida por el centelleador hacia el primer fotodetector y el segundo fotodetector por medio de una fibra óptica, y
- 45 - el procedimiento comprende una etapa que consiste en situar el centelleador en un recinto de aplicación de la radiación ionizante a un organismo vivo.

50 La invención tiene también por objeto un dispositivo, de acuerdo con la reivindicación 10, de determinación de la dosis de radiación depositada en un centelleador por una radiación ionizante emitida por una fuente, que comprende:

- un centelleador configurado para ser irradiado por la radiación ionizante y apropiado para emitir fotones de centelleo en cada interacción con la radiación ionizante;
- 55 - un primer fotodetector, configurado para detectar un instante de excitación del centelleador y un segundo fotodetector, distinto del primer fotodetector, apropiado para funcionar en régimen de recuento de fotón único y configurado para detectar un instante de recepción de un fotón de centelleo emitido por el centelleador,
- medios de identificación, configurados para identificar cada secuencia constituida por una detección de un instante de excitación por el primer fotodetector, seguida de la detección de un instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector en un evento de coincidencia;
- 60 - medios de recuento, configurados para contar el número de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación; y
- medios de cálculo, configurados para obtener la dosis de radiación depositada en el centelleador durante el tiempo predeterminado de irradiación en función del número de eventos de coincidencia y de un factor de proporcionalidad predeterminado.

65

De acuerdo con una característica particular del dispositivo, el centelleador está integrado con al menos una fibra óptica, la cual es apropiada para transmitir los fotones de centelleo emitidos por el centelleador hacia el primer fotodetector y el segundo fotodetector.

5 De acuerdo con una característica particular del dispositivo:

- los medios de identificación se configuran además para cronometrar el tiempo de detección entre el instante de excitación detectado por el primer fotodetector y el instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector para cada evento de coincidencia; y
- 10 - los medios de cálculo se configuran además para construir una curva del número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección y para calcular la dosis a partir de una integración de al menos una parte de la curva y de un factor de proporcionalidad predeterminado;

El procedimiento de acuerdo con la invención puede comprender igualmente las etapas de:

- 15 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10, de forma ventajosa aproximadamente igual a 1, y  $\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador, y un tiempo de detección máximo, para obtener un número total de eventos de coincidencia de ionización; y
- 20 - determinar la dosis de ionización depositada en el centelleador multiplicando el número total de eventos de coincidencia de ionización por un segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

Por último, el procedimiento de acuerdo con la invención puede comprender igualmente las etapas de:

- 25 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección mínimo y un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10, de forma ventajosa aproximadamente igual a 1, y  $\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador, para obtener un número total de eventos de coincidencia de excitación; y para
- 30 - determinar una dosis de excitación depositada en el centelleador multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

El dispositivo de acuerdo con la invención puede comprender también medios de cálculo configurados además para:

- 35 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10, de forma ventajosa aproximadamente igual a 1, y  $\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador, y un tiempo de detección máximo, para obtener un número total de eventos de coincidencia de ionización; y
- 40 - determinar una dosis de ionización depositada en el centelleador multiplicando el número total de eventos de coincidencia de ionización por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

Por último, de acuerdo con la invención los medios de cálculo se pueden configurar para:

- 45 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección mínimo y un tiempo de detección  $\Delta\tau$  igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10, de forma ventajosa aproximadamente igual a 1, y  $\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador, para obtener un número total de eventos de coincidencia de excitación; y para
- determinar una dosis de excitación depositada en el centelleador multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

50 La invención se comprenderá mejor con la lectura de la descripción que sigue a continuación, dada únicamente a modo de ejemplo, y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- la figura 1 es una ilustración esquemática de un dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con una primera realización;
- 55 - la figura 2 es una representación esquemática de un procedimiento de determinación de la dosis de acuerdo con una primera realización;
- la figura 3 es un gráfico que representa curvas de la dosis depositada en función de la distancia a la fuente de radiación ionizante, obtenidas respectivamente mediante el procedimiento de determinación de acuerdo con la invención y mediante un procedimiento convencional que usa una cámara de ionización;
- 60 - la figura 4 es un gráfico que representa curvas obtenidas por el dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con una segunda realización a diferentes distancias de la fuente de radiación ionizante;
- la figura 5 es una representación esquemática de una parte de un dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con una tercera realización; y
- las figuras 6 a 9 son gráficos que representan curvas obtenidas con el dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la invención; y
- 65 - la figura 10 es un gráfico que representa el número de eventos de coincidencia detectados por el dispositivo de

determinación en función del tiempo de detección.

En la figura 1 se ilustra el dispositivo 1 de determinación de la dosis de radiación depositada en un centelleador por una radiación ionizante de acuerdo con una primera realización. Este dispositivo 1 de determinación comprende:

- 5
- una fuente 2 apropiada para emitir una radiación ionizante;
  - un centelleador 5 configurado para ser irradiado por la radiación ionizante emitida por la fuente 2 durante un tiempo predeterminado de irradiación y apropiado para emitir fotones de centelleo en cada una de sus interacciones con la radiación ionizante;
  - 10 - un dispositivo de adquisición 7 configurado para detectar fotones de centelleo emitidos por el centelleador 5; y
  - un dispositivo de análisis 8, configurado para determinar la dosis depositada en el centelleador 5 a partir de fotones de centelleo detectados por el dispositivo de adquisición 7.

15 La radiación ionizante es una radiación de tipo corpuscular o una radiación de tipo electromagnético (fotones), tal como una radiación gamma o una radiación de rayos X. En el caso de una radiación corpuscular, las partículas son partículas cargadas, en particular electrones, protones, partículas alfa o iones, o partículas no cargadas, particularmente neutrones, por ejemplo, neutrones que producen partículas cargadas en el centelleador por reacción nuclear ( $n$ ,  $p$ ). También son detectados los electrones secundarios, resultantes de las interacciones primarias ionizantes de las radiaciones citadas anteriormente con el centelleador.

20 La fuente 2 es cualquier fuente adaptada para emitir una radiación ionizante tal como se define anteriormente en el presente documento. La fuente 2 es, por ejemplo, un acelerador de partículas, un radionucleido artificial o natural, un compuesto de una instalación nuclear, tal como un reactor nuclear, un residuo nuclear, un material fisionable destinado a una aplicación civil o militar, un generador de rayos X médico, particularmente un aparato de formación de imágenes o un generador de rayos X de investigación, tal como un sincrotrón. En la realización representada, la fuente 2 está configurada para emitir un haz de radiación ionizante direccional o colimado. En una variante, la fuente 2 es apropiada para emitir una radiación ionizante a  $4\pi$  estereorradianes.

30 El centelleador 5 es un centelleador orgánico, particularmente un centelleador plástico. Se trata, por ejemplo, de un centelleador de tipo BC-418 comercializado por la empresa Bicron. En una variante, el centelleador es un centelleador orgánico a base de oxazoles u oxadiazoles puros o diluidos en una matriz transparente, un centelleador orgánico obtenido mediante síntesis química sobre el que se injertan cromóforos oxazoles u oxadiazoles, de tamaño microscópico o nanométrico. De acuerdo con otra variante, el centelleador se produce en un material centelleante inorgánico, tal como el yoduro de sodio (NaI), el telururo de cadmio (CdTe), el monóxido de titanio (TiO) y el granate de itrio y aluminio dopado con cerio (YaG).

35 El centelleador 5 se presenta, por ejemplo, en forma de una película de un centímetro cuadrado de superficie y 10 micrómetros de espesor. No obstante, todos los tamaños, espesores y geometrías son compatibles con la invención, que van de fibras ópticas centelleantes de diámetro muy pequeño a elementos de gran tamaño (placas de varios metros), pasando por polvos, soluciones diluidas sólidas o líquidas.

40 El centelleador 5 se selecciona de forma que emita luz de una longitud de onda comprendida en la región de longitudes de onda a las que es sensible el dispositivo de adquisición 7. El centelleador 5 emite, por ejemplo, en la región del ultravioleta. En una variante, el centelleador 5 comprende cualquier tipo de cromóforo y emite una luz cuya longitud de onda es igual a la longitud de onda de emisión de este cromóforo. En este caso, el dispositivo de adquisición 7 y, en particular los fotodetectores, presentan una sensibilidad en consonancia con la longitud de onda de emisión del cromóforo.

45 En la descripción que sigue, se denomina "evento de excitación" a una interacción entre la radiación ionizante incidente y el centelleador 5. Cada evento de excitación produce la emisión de fotones de centelleo por parte del centelleador 5. La emisión de fotones de centelleo, debida a un evento de excitación, se traduce en una respuesta luminosa de corta duración. Para determinados centelleadores, esta respuesta luminosa se corresponde con un destello de luz con una duración inferior a 1 microsegundo. El número de fotones emitidos por el centelleador 5 por unidad de tiempo a lo largo de este destello de luz sigue una curva de extinción del centelleo. La forma de esta curva de extinción del centelleo no es característica de un centelleador particular sino que es común a todos los centelleadores.

50 El dispositivo de adquisición 7 comprende un primer fotodetector 11, un segundo fotodetector 14, distinto del primer fotodetector 11, y medios de identificación 15 de un evento de coincidencia.

60 El primer y el segundo fotodetectores 11, 14 son, por ejemplo, tubos fotomultiplicadores. En una variante, se trata de fotomultiplicadores de placa multicanales o de detectores de diodos de tipo CCD. El segundo fotodetector 14 está formado en particular por cualquier dispositivo detector de luz capaz de funcionar en régimen de recuento de fotón único.

65 El primer fotodetector 11 se configura para detectar un instante de excitación del centelleador 5 correspondiente a

un evento de excitación. Para tal fin, se configura para detectar cualquier emisión de fotones de centelleo por el centelleador 5 y, en particular, la emisión de un primer fotón de centelleo resultante de un evento de excitación. El instante de detección del primer fotón de centelleo se identifica en el instante de excitación del centelleador 5. El primer fotodetector 11 se configura además para emitir una señal de detección de este primer fotón de centelleo. El primer fotodetector 11 se usa con abertura óptica completa de su ventana de entrada. Así pues, este no está limitado por un diafragma. De este modo aumenta la probabilidad de detección, por este fotodetector 11, de los primeros fotones emitidos por el centelleador 5 (tiempo corto).

El segundo fotodetector 14 se configura de modo que solo detecte un único fotón para cada evento de excitación que se produce en el centelleador 5. Este funciona, por tanto, en régimen de recuento de fotón único. Está ópticamente menos abierto a los fotones de centelleo que el primer fotodetector 11. En particular, se coloca un diafragma aguas arriba de la ventana de entrada del segundo fotodetector 14 a fin de delimitar una abertura de entrada de los fotones de centelleo cuya área se selecciona de modo que este segundo fotodetector solo reciba un único fotón de centelleo, en su dirección de observación, para cada instante de excitación detectado por el fotodetector 11. El segundo fotodetector 14 es apropiado para emitir una señal de detección del fotón de centelleo.

El área de abertura de entrada del segundo fotodetector 14 es inferior, particularmente muy inferior, al área de la abertura de entrada del primer fotodetector 11. En particular, el área de abertura de entrada del segundo fotodetector 14 es inferior al 5 % del área de la abertura de entrada del primer fotodetector 11.

Los medios de identificación 15 se configuran para recibir sucesivamente en una primera etapa, una señal de detección proveniente del primer fotodetector 11, que traduce la detección de un primer fotón de centelleo resultante de un evento de excitación en el centelleador 5, después, en una segunda etapa, posterior a la primera etapa, una señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14 que traduce la recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14. También es apropiado para identificar cada secuencia constituida por la recepción de una señal de detección proveniente del primer fotodetector 11 y de la recepción de una señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14 en un evento de coincidencia.

Así, una vez detectado un primer fotón por el primer fotodetector 11, los medios de identificación 15 se configuran para esperar la detección de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14, sin tener en cuenta fotones posiblemente detectados por el primer fotodetector 11.

Una vez detectado el fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14, los medios de identificación 15 se configuran para esperar la detección de un fotón de centelleo por el primer fotodetector 11 sin tener en cuenta fotones posiblemente detectados por el segundo fotodetector 14.

Los medios de identificación 15 se configuran para activar un cronómetro 17 cuando reciben una señal de detección proveniente del primer fotodetector 11, después para detener el cronómetro 17 cuando reciben la señal de detección siguiente proveniente del segundo fotodetector 14. Así, el instante de activación del cronómetro 17 se corresponde esencialmente con el instante de excitación del centelleador 5 durante el evento de excitación considerado. En particular, el instante de activación se corresponde con el instante de excitación del centelleador 5 con una incertidumbre temporal inferior o igual al nanosegundo. El cronómetro 17 es apropiado para cronometrar, para cada evento de coincidencia, el tiempo de detección  $\Delta t$  que transcurre entre el instante de excitación del centelleador 5 y el instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14.

Los medios de identificación 15 comprenden, por ejemplo, un convertidor tiempo-amplitud configurado para recibir la señal de detección del primer fotodetector 11 y la señal de detección del segundo fotodetector 14, y para proporcionar un pulso de salida cuya amplitud es proporcional al tiempo transcurrido entre el instante de excitación detectado por el primer fotodetector 11 y el instante de recepción del fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14. De forma convencional, se interponen un primer y un segundo discriminadores, respectivamente, entre la salida del primer y el segundo fotodetectores 11, 14 y el convertidor tiempo-amplitud. El primer y el segundo discriminadores se configuran para eliminar, implementando umbrales de tensión regulables, las señales de amplitud muy baja emitidas por los fotodetectores 11, 14, que se pueden interpretar como ruido y para suministrar, tras la recepción de señales no convencionales emitidas por los fotodetectores 11, 14, señales eléctricas convencionales a las entradas del convertidor tiempo-amplitud.

El dispositivo de análisis 8 comprende:

- medios de recuento 32, configurados para contar el número de eventos de coincidencia identificados por los medios de identificación 15 durante un tiempo predeterminado de irradiación; y
- medios de cálculo 35, configurados para obtener la dosis de radiación depositada en el centelleador 5, a partir del número de eventos de coincidencia contados por los medios de recuento 32 y de un factor de proporcionalidad predeterminado.

Los medios de recuento 32, son apropiados para contar el número de eventos de coincidencia detectados por el dispositivo 1 de determinación durante el tiempo predeterminado de irradiación mediante el incremento de un

contador que traduce el número de eventos de coincidencia detectados.

5 En particular, los medios de recuento 32 comprenden medios de construcción de un histograma, configurados para construir un histograma de los tiempos transcurridos entre la excitación del centelleador 5 vista por el fotodetector 11 y la emisión de centelleo vista por el segundo fotodetector 14. Para cada evento de coincidencia identificado por los medios de identificación 15, estos son apropiados para incrementar en una unidad la columna de este histograma correspondiente al tiempo de detección medido por el cronómetro 17 para este evento de coincidencia. Al final del tiempo predeterminado de irradiación, el contenido de cada columna del histograma se corresponde con el número de eventos de coincidencia correspondientes a un mismo tiempo de detección. El histograma obtenido se  
10 corresponde además con la medición exacta, en una resolución temporal de nanosegundos, de la intensidad de centelleo emitida por el centelleador 5 a lo largo del tiempo.

15 En el dispositivo 1 de determinación de acuerdo con la primera realización, los medios de recuento 32 son apropiados para sumar los contenidos de cada columna del histograma para obtener el número total de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación.

20 Los medios de recuento 32 comprenden, por ejemplo, un analizador multicanal conectado a la salida del convertidor tiempo-amplitud. El analizador multicanal es apropiado para incrementar en una unidad el contenido de la memoria del canal cuyo número es proporcional a la amplitud del pulso suministrado por el convertidor tiempo-amplitud.

25 En la primera realización, los medios de cálculo 35 se configuran para calcular la dosis de radiación depositada en el centelleador 5 mediante multiplicación del número total de eventos de coincidencia contados, o integral del histograma obtenido, por los medios de cálculo 32 durante el tiempo predeterminado de irradiación por un factor de proporcionalidad predeterminado.

30 El factor de proporcionalidad predeterminado se registra, por ejemplo, en una memoria del dispositivo de análisis 8. Depende solamente de las características del dispositivo de adquisición 7, del dispositivo de análisis 8 y del centelleador 5, es decir, de las características de la cadena de adquisición. Es independiente de la distancia del centelleador 5 a la fuente 2, de las características de la radiación ionizante (tipo de radiación ionizante, energía de la radiación ionizante, fluencia, etc.).

35 El factor de proporcionalidad se predetermina, por ejemplo, usando una fuente de radiación ionizante 2 de referencia para la cual es conocido el valor de la dosis depositada a la distancia  $d$ . Se determina a continuación el número total de eventos de coincidencia detectados en las mismas condiciones por medio del dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la invención. La relación entre las dosis de radiación conocida y el número total de eventos de coincidencia determinado se corresponde con el factor de proporcionalidad predeterminado.

40 Como opción, los medios de cálculo 35 se configuran para calcular un valor de la velocidad de dosis correspondiente dividiendo la dosis de radiación calculada por el tiempo predeterminado de irradiación.

El centelleador 5 se puede disponer en un recinto 40. En el ejemplo representado, el recinto 40 presenta una forma de paralelepípedo en particular la forma de un cubo.

45 El recinto 40 es estanco a la luz, es decir, impide que la luz proveniente del exterior del recinto 40 entre en el recinto 40 y también que la luz producida en el recinto 40 salga del recinto 40. El recinto 40 comprende una ventana 42 de entrada de la radiación ionizante y una ventana de salida de la radiación ionizante. Las ventanas de entrada 42 y de salida se forman en caras opuestas del recinto 40. Las ventanas de entrada 42 y de salida son transparentes a la radiación ionizante, es decir, dejan pasar la radiación ionizante sin que influya significativamente en sus características. Por el contrario, estas son estancas a la luz. Para tal fin, se revisten, por ejemplo, con una película producida en un material opaco a la luz al tiempo que es transparente a la radiación ionizante, tal como el aluminio. Este material se debe seleccionar entre una variedad de materiales metálicos dúctiles, por ejemplo tántalo y, por tanto, fácilmente laminables, a fin de obtener espesores de ventana micrométricos. Este debe ser igualmente no centelleante a fin de no perturbar la medición. Para tal fin, se evitarán en particular los materiales orgánicos.

55 La fuente 2 de radiación ionizante se puede disponer en el exterior del recinto 40 en el lado de la ventana de entrada 42. Así, la radiación ionizante, en particular el haz de radiación ionizante emitido por la fuente 2, es apropiada para penetrar en el recinto 40 por la ventana de entrada 42. Tras la interacción con el centelleador 5, la radiación ionizante es apropiada para salir del recinto 40 por la ventana de salida.

60 El primer fotodetector 11 y el segundo fotodetector 14 se configuran para detectar fotones de centelleo emitidos por el centelleador 5 en el interior del recinto 40. En el ejemplo representado, el primer fotodetector 11 y el segundo fotodetector 14 se disponen en dos lados adyacentes del recinto 40.

65 El procedimiento de determinación de la dosis depositada en el centelleador 5 de acuerdo con una primera realización, se explicará a continuación con referencia a la figura 2. Este procedimiento utiliza el dispositivo 1 de determinación de la dosis depositada. Se hace referencia a la técnica de recuento de fotones únicos correlacionados

con el tiempo (denominado también *time correlated single photon counting* en inglés).

En una etapa 100, se irradia durante un tiempo predeterminado de irradiación el centelleador 5 con la radiación ionizante emitida por la fuente 2.

5 En una etapa 105, el primer fotodetector 11 detecta un primer fotón de centelleo y emite una señal de detección de este fotón. En el instante en el que el primer fotodetector 11 detecta el primer fotón de centelleo se identifica un instante de excitación del centelleador 5 que resulta de una interacción entre la radiación ionizante y el centelleador. Los medios de identificación 15 reciben la señal de detección proveniente del primer fotodetector 11. Estos activan el  
10 cronómetro 17. El cronómetro 17, por tanto, cuenta el tiempo transcurrido a partir del instante  $t_1$  de excitación del centelleador 5.

15 Seguidamente, en una etapa 110, el segundo fotodetector 14 detecta un fotón de centelleo en un instante  $t_2$  y emite una señal de detección de este fotón de centelleo. Los medios de identificación 15 reciben la señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14. La recepción de la señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14 produce la parada del cronómetro 17. Así, el cronómetro 17 ha medido el tiempo de detección transcurrido entre el instante  $t_1$  de excitación del centelleador 5 y el instante  $t_2$  de detección del fotón de centelleo por el segundo fotodetector 14.

20 En una etapa 115, los medios de identificación 15 identifican la secuencia constituida por la recepción de la señal de detección proveniente del primer fotodetector 11 en la etapa 105 y de la recepción de la señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14 en la etapa 110 en un evento de coincidencia. Cada evento de coincidencia está asociado a un tiempo de detección medido por el cronómetro 17.

25 En una etapa 120, los medios de recuento 32 incrementan el contador traduciendo el número de eventos de coincidencia detectados. Para tal fin, estos incrementan, por ejemplo, en una unidad la columna del histograma que representa el número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección correspondiente al tiempo de detección medido en la etapa 110.

30 A la salida de la etapa 110, es decir, en cuanto los medios de identificación reciben una señal de detección de un fotón proveniente del segundo fotodetector 14, están preparados para recibir de nuevo una secuencia constituida por una señal de detección proveniente del primer fotodetector 11, y de una señal de detección proveniente del segundo fotodetector 14, de forma que identifican un evento de coincidencia siguiente.

35 El dispositivo 1 de determinación detecta así una pluralidad  $n$  de eventos de coincidencia sucesivos durante el tiempo predeterminado de irradiación del centelleador 5 por la radiación ionizante. Cada evento de coincidencia produce un incremento del contador por los medios de recuento 32.

40 En una etapa 125, los medios de recuento 32 cuentan el número de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación del centelleador 5. Al final del tiempo predeterminado de irradiación, el contador indica el número total de eventos de coincidencia detectados. Por ejemplo, el contenido de cada columna del histograma se corresponde con el número de eventos de coincidencia asociados a un mismo tiempo de detección medido. Así, los medios de recuento 32 añaden, por ejemplo, el número de eventos de coincidencia de todas las columnas del histograma para obtener un número total de eventos de coincidencia detectados durante el  
45 tiempo de irradiación predeterminado.

50 En una etapa 130, los medios de cálculo 35 obtienen la dosis de radiación depositada en el centelleador 5 durante el tiempo predeterminado de irradiación en función del número total de eventos de coincidencia y del factor de proporcionalidad predeterminado. Para este fin, de acuerdo con una primera realización, los medios de cálculo 35 multiplican el número total de eventos de coincidencia, contados por los medios de recuento 32 durante el tiempo predeterminado de irradiación, por el factor de proporcionalidad predeterminado. Estos obtienen así la dosis de radiación depositada en el centelleador 5.

55 Como opción, los medios de cálculo 35 calculan, en una etapa 135, un valor de la velocidad de dosis correspondiente dividiendo la dosis de radiación calculada en la etapa 130 por el tiempo predeterminado de irradiación.

60 El procedimiento de determinación de la dosis de radiación depositada en el centelleador 5 se implementa, por ejemplo, disponiendo el centelleador 5 a una profundidad dada en un objeto. De acuerdo con un ejemplo de realización, el centelleador se sitúa en el exterior del cuerpo humano o animal.

65 En una variante, el procedimiento se implementa disponiendo el centelleador 5 contra una superficie exterior de un objeto. De acuerdo con un ejemplo de realización, el centelleador se sitúa en el exterior del cuerpo humano o animal.

La invención tiene también por objeto un procedimiento de determinación de una curva  $C_1$  que proporciona la dosis

depositada en el centelleador 5 en función de la distancia  $d$  entre el centelleador 5 y la fuente 2 de radiación ionizante. Este procedimiento comprende la determinación de la dosis depositada en el centelleador 5 a diferentes distancias  $d$  de la fuente 2 mediante implementación, a cada una de estas distancias  $d$ , del procedimiento de determinación de la dosis depositada descrito anteriormente en el presente documento con referencia a la figura 2.

5 Más exactamente, se dispone el centelleador 5 a una distancia  $d$  de la fuente 2. Después se implementa el procedimiento de determinación de la dosis depositada tal como se ha descrito anteriormente en el presente documento. A la salida de la etapa 130, se obtiene la dosis depositada a la distancia  $d$ .

10 Se repite este procedimiento, manteniendo el resto igual por otra parte, disponiendo el centelleador 5 a diferentes distancias  $d$  de la fuente 2 y se obtiene, para cada distancia  $d$ , un valor de la dosis depositada en el centelleador 5 a esta distancia  $d$ . Se construye después la curva  $C_1$  a partir de estos valores de la dosis depositada.

15 En el contexto de este procedimiento, solo la distancia  $d$  a la fuente 2 varía entre cada implementación del procedimiento de determinación de la dosis. En particular, el tiempo de irradiación predeterminado y la fuente de ionización son idénticos para cada implementación del procedimiento.

La distancia  $d$  puede corresponder a un espesor de aire entre el centelleador 5 y la fuente 2.

20 De acuerdo con variantes, la distancia  $d$  puede corresponder también a una profundidad en un material de interés. En ese caso, se intercala, por ejemplo, un espesor  $d$  de este material de interés entre la fuente 2 y el centelleador 5. La dosis depositada determinada en cada implementación del procedimiento de determinación con un espesor  $d$  de material entre la fuente 2 y el centelleador 5 se corresponde, por tanto, con la dosis depositada a una profundidad  $d$  de este material o de un material que presenta una densidad equivalente.

25 El uso de PMMA (poli(metacrilato de metilo)) como material de interés es particularmente ventajoso en el campo médico para simular la dosis depositada a una profundidad dada en el cuerpo humano. En efecto, el PMMA presenta una densidad y una composición química próximas a las del cuerpo humano y, por tanto, un comportamiento similar bajo irradiación con una radiación ionizante.

30 La figura 3 ilustra un ejemplo de curva  $C_1$  obtenida mediante el procedimiento de determinación de acuerdo con la invención, así como una curva  $C_2$  obtenida mediante el procedimiento convencional de determinación de la dosis depositada usando una cámara de ionización. La comparación de las curvas  $C_1$  y  $C_2$  muestra que el procedimiento de determinación de la dosis depositada de acuerdo con la invención presenta una sensibilidad mayor que el procedimiento convencional a la profundidad del pico de Bragg  $P$  en el que el depósito de energía es mayor y en el que las consecuencias de una medición poco precisa de la dosis depositada pueden ser las más peligrosas.

35 Se describirá a continuación el dispositivo 1' de determinación de la dosis depositada en el centelleador 5 de acuerdo con una segunda realización. Las únicas diferencias entre el dispositivo 1' de acuerdo con la segunda realización y el dispositivo 1 de acuerdo con la primera realización se explican a continuación.

40 Los medios de recuento 32' del dispositivo 1' de determinación se diferencian de los medios de recuento 32 del dispositivo 1 de determinación en que comprenden además medios de construcción de una curva  $C_3$  por suavizado del histograma que representa el número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección. Esta curva  $C_3$  representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección. Presenta la forma de la curva de extinción del centelleo. La figura 4 ilustra ejemplos de curvas  $C_3$  obtenidas a diferentes distancias  $d$  de la fuente 2.

45 Los medios de recuento 32' del dispositivo 1' de determinación se configuran para obtener el número total de eventos de coincidencia identificados durante el tiempo predeterminado de irradiación calculando la integral de la curva  $C_3$ .

50 Los medios de cálculo 35' del dispositivo 1' de determinación se configuran para obtener la dosis de radiación depositada en el centelleador 5 a partir de la integral de la curva  $C_3$  y del factor de proporcionalidad predeterminado. En particular, los medios de cálculo 35' se configuran para calcular la dosis de radiación mediante multiplicación de la integral de la curva  $C_3$  por el factor de proporcionalidad predeterminado.

55 El procedimiento de determinación de la dosis depositada en el centelleador 5 de acuerdo con una segunda realización usa el dispositivo 1' de determinación de acuerdo con la segunda realización. Solo se diferencia del procedimiento de acuerdo con la primera realización en que, a lo largo de la etapa 125, los medios de recuento 32' construyen, a partir del histograma, la curva  $C_3$  que representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección. Los medios de recuento 32' cuentan después el número total de eventos de coincidencia identificados calculando la integral de la curva  $C_3$ .

60 A lo largo de la etapa 130, los medios de cálculo 35' calculan la dosis de radiación depositada en el centelleador 5 a partir de la integral de la curva  $C_3$ , calculada por los medios de recuento 32' en la etapa 125, y del factor de

proporcionalidad predeterminado. En particular, los medios de cálculo 35' calculan la dosis de radiación mediante multiplicación de la integral de la curva  $C_3$  por el factor de proporcionalidad predeterminado.

5 La figura 5 ilustra una parte de un dispositivo 1" de determinación de la dosis depositada en el centelleador 5 de acuerdo con una tercera realización. Los elementos idénticos a los de la primera y la segunda realización se indican con las mismas referencias. A continuación se explican solamente las diferencias con respecto a la primera y la segunda realización.

10 En la tercera realización, el centelleador 5" se presenta en forma de una fibra óptica centelleante. Esta se presenta en forma de una fibra óptica centelleante multimodal. Presenta un diámetro inferior a 200  $\mu\text{m}$ . Su longitud está comprendida entre 500  $\mu\text{m}$  y unos pocos centímetros.

15 El centelleador 5" se dispone en el extremo de un conjunto de fibras ópticas 200 apropiadas para transformar al menos una parte de los fotones de centelleo, emitidos por el centelleador 5" a lo largo de un evento de excitación, hasta el dispositivo de adquisición 7, más en particular hasta el primer y el segundo fotodetectores 11, 14.

20 Más en particular, el conjunto 200 comprende una fibra óptica principal 205 no centelleante, en uno de cuyos extremos está dispuesto el centelleador 5". En el extremo opuesto al centelleador 5", la fibra óptica principal 205 se divide en dos fibras ópticas secundarias 210 y 215. Las fibras ópticas secundarias 210 y 215 conectan respectivamente la fibra óptica principal 205 al primer fotodetector 11 y al segundo fotodetector 14.

25 De acuerdo con un primer ejemplo, las fibras ópticas secundarias 210 y 215 y la fibra óptica principal 205 presentan esencialmente el mismo diámetro. En particular, se trata de fibras ópticas del mismo tipo. Estas son, por ejemplo, fibras de tipo HCP1000. Las fibras ópticas secundarias 210 y 215 se acoplan a la fibra óptica principal 205 mediante un conector 220 adaptado.

El diámetro del centelleador 5", es decir de la fibra óptica centelleante, es esencialmente igual al diámetro de la fibra óptica principal 205.

30 El centelleador 5" está rodeado por una envoltura realizada en un material transparente a las radiaciones ionizantes pero opaco a la luz. Así, la envoltura es apropiada para dejar pasar las radiaciones ionizantes hasta el centelleador 5". Por el contrario, los fotones de centelleo emitidos por el centelleador 5" no pasan a través de la envoltura. Además, la luz procedente del medio exterior al centelleador 5" no puede entrar en la envoltura. La envoltura asegura que los fotones de centelleo transferidos hacia el primer y el segundo fotodetectores 11, 14, provengan únicamente de la interacción entre la radiación ionizante y el centelleador 5".

40 De acuerdo con otro ejemplo, las fibras ópticas secundarias 210 y 215 presentan diámetros muy diferentes. En particular, la fibra óptica secundaria 215 situada en la dirección del segundo fotodetector 14 presenta una sección inferior en un 95 % de la sección de la fibra óptica secundaria 210 situada en la dirección del primer fotodetector 11. En ese caso, el primer fotodetector 11 y el segundo fotodetector 14 presentan aberturas de entrada de fotones idénticas, correspondientes en particular a la abertura óptica completa de sus ventanas de entrada. El primer y el segundo fotodetectores 11, 14 no están limitados por un diafragma. Esta variante conlleva costes de realización menores debido a la supresión del diafragma.

45 El procedimiento de determinación de la dosis depositada que usa el dispositivo 1" de determinación de acuerdo con la tercera realización es idéntico a los procedimientos de acuerdo con la primera y la segunda realización.

50 En una variante, el centelleador se introduce directamente en el cuerpo humano o animal, antes de implementar el procedimiento de acuerdo con la invención. Esta introducción se efectúa, por ejemplo, por medio del dispositivo 1" introduciendo la fibra óptica con un catéter. El procedimiento de acuerdo con la invención se implementa después sin etapa invasiva en el organismo una vez que se ha efectuado la implantación del centelleador 5".

55 El dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la primera, la segunda y la tercera realización es particularmente ventajoso.

60 En primer lugar, en cada una de estas realizaciones el centelleador, que es la parte del dispositivo destinada a ser irradiada, es muy compacto y notablemente más compacto que una cámara de ionización. En efecto, el centelleador presenta, por ejemplo, un volumen sensible de aproximadamente 0,1  $\text{mm}^3$ , mientras que las cámaras de ionización más pequeñas miden al menos 1 mm de lado. El dispositivo de acuerdo con la invención, por tanto, presenta la ventaja de que permite medir la dosis depositada en lugares pequeños, lo que no es el caso de la cámara de ionización. Esta característica es particularmente interesante en los campos médicos de la formación de imágenes y de la radioterapia.

65 Además, el centelleador se puede disponer en el seno de un objeto de interés, lo que permite particularmente seguir la dosis depositada en tiempo real directamente en el objeto de interés. Asimismo, el dispositivo y el procedimiento asociado de determinación de la dosis de acuerdo con la invención permiten obtener una gran sensibilidad de

- medición, incluso para dosis muy bajas depositadas en el centelleador, que van hasta unos pocos  $n\text{Gray}\cdot\text{min}^{-1}$  para volúmenes de centelleadores del orden del  $\text{mm}^3$ . Esta sensibilidad procede en particular del uso de la técnica de recuento de fotones únicos correlacionados con el tiempo, es decir, de la detección de eventos de coincidencia mediante dos fotodetectores. En efecto, el uso de esta técnica permite detectar solamente eventos que resultan efectivamente de una interacción entre el centelleador y la radiación ionizante. Por ello, el número total de eventos detectados es directamente proporcional a la dosis depositada en el material centelleante. No es necesario, por tanto, recurrir a factores de corrección determinados empíricamente y que dependen de una multiplicidad de factores.
- 5
- 10 El aumento de la sensibilidad procede también del hecho de que la medición de una luz, es decir, la luz emitida bajo una radiación es un método más sensible intrínsecamente que la medición de las cargas emitidas bajo el efecto de una radiación (cámara de ionización). De hecho, la cantidad de energía para producir un fotón visible en un centelleador orgánico se estima en una decena de eV mientras que el hecho de producir un par ion-electrón, que puede ser recogido por un dispositivo de medición, se estima en unas centenas de eV.
- 15 Además, la sensibilidad de detección aumenta igualmente con respecto a un método que usa una cámara de ionización debido a que la ionización es mucho mayor en un sólido que en un gas.
- 20 Asimismo, un fotodetector es capaz de detectar cantidades de luz muy pequeñas, mientras que no es posible medir cantidades muy pequeñas de corriente en el caso de una cámara de ionización.
- El dispositivo de acuerdo con la invención también es ventajoso desde un punto de vista económico, particularmente debido al bajo coste de fabricación de un centelleador.
- 25 El funcionamiento del segundo fotodetector en régimen de fotoelectrón único (recuento de un fotón único) asegura una iluminación constante de este segundo fotodetector y, por tanto, un funcionamiento con poco ruido y exento de saturación.
- 30 La medición en coincidencia, por su principio, elimina todos los eventos no correlacionados, tales como los ruidos intrínsecos a los aparatos de detección y de medición, aunque también los eventos asociados a la presencia de interferencias externas (entorno radiactivo, ruidos electromagnéticos relacionados con los equipos médicos, los aceleradores y los reactores, por ejemplo) que podrían afectar a la exactitud de la medición.
- 35 El dispositivo de acuerdo con la invención permite, en el contexto de la medición de la dosis o la velocidad de dosis por centelleo, eliminar los eventos no correlacionados y discriminar las radiaciones ionizantes midiendo extinciones del centelleo por coincidencia, particularmente en el caso del centelleo líquido.
- 40 De acuerdo con una variante, la fuente 2 es un generador de rayos X no médico, por ejemplo, de un aparato de control industrial no destructivo.
- De acuerdo con una variante, la fuente 2 es apropiada para emitir una radiación ionizante con un ángulo sólido cualquiera.
- 45 De acuerdo con una variante, el centelleador es, por ejemplo, un centelleador orgánico tal como para-terfenilo o antraceno.
- De acuerdo con una variante, el primer y el segundo fotodetectores 11, 14, son detectores de diodos de tipo CMOS.
- 50 De acuerdo con una variante de la tercera realización, el centelleador 5" es una fibra óptica centelleante multimodal que tiene un diámetro superior o igual a  $100\ \mu\text{m}$ . Su longitud está comprendida, por ejemplo entre  $500\ \mu\text{m}$  y varios metros.
- 55 Se observará que las curvas  $C_1$  y  $C_3$  representadas respectivamente en las figuras 3 y 4 se obtienen implementando el procedimiento de determinación de acuerdo con la invención con una fuente 2 que emite una radiación alfa. La radiación alfa usada durante este experimento era emitida por un acelerador sincrotrón acelerado a  $150\ \text{MeV}/u$ . La distancia  $d$  en abscisas de la figura 3 se corresponde con el espesor de PMMA atravesado por la radiación.
- 60 La curva  $C_2$  de la figura 3 es el resultado de una medición convencional realizada en las mismas condiciones con una cámara de ionización.
- La comparación de las curvas  $C_1$  y  $C_2$  de la figura 3 confirma que el procedimiento de determinación de acuerdo con la invención permite obtener la dosis de radiación depositada por una radiación alfa con una sensibilidad de medición mayor que un procedimiento convencional que usa una cámara de ionización de referencia.
- 65 Además, se constata que las curvas  $C_3$  de la figura 4 reproducen cada una la forma de la curva convencional de extinción del centelleo. La buena reproducción de la forma de esta curva de extinción confirma la mejor eficacia del

procedimiento de detección de acuerdo con la invención para la medición de la dosis depositada por una radiación alfa con respecto a un procedimiento que usa un fotomultiplicador único.

5 Los inventores han utilizado también el procedimiento de acuerdo de la invención con una fuente 2 que emite una radiación gamma. La radiación gamma usada durante este experimento era emitida por una fuente de cobalto 60 con líneas características a 1,17 MeV y 1,33 MeV y una actividad de 1,85 TBq.

10 El centelleador era una pieza de fibra óptica centelleante BCF-12 comercializada por Saint-Gobain de 1 mm de diámetro y de 1 cm de longitud.

Este experimento ha permitido obtener las curvas de extinción del centelleo  $C_6$  y  $C_7$  representadas en las figuras 6 y 7.

15 La curva  $C_6$  es análoga a las curvas  $C_3$  de la figura 4. Como en el caso de la figura 4, se constata que la curva  $C_6$  reproduce la forma de la curva de extinción del centelleo sin saturación en los primeros 20 nanosegundos de la extinción, lo que confirma la mejor eficacia del procedimiento de detección de acuerdo con la invención para la medición de la dosis depositada por una radiación gamma, con respecto a un procedimiento que usa un fotomultiplicador único, que no permite tal reproducción.

20 La curva  $C_7$  de la figura 7 representa la dosis de radiación determinada por el procedimiento de acuerdo con la invención en función de la distancia  $d$  a la fuente de irradiación. La curva  $C_8$  de la figura 7 es una curva análoga obtenida con una cámara de ionización.

25 Los inventores han utilizado también el procedimiento de acuerdo de la invención con una fuente 2 que emite una radiación de rayos X.

El centelleador era una pieza de fibra óptica centelleante BCF-12 comercializada por Saint-Gobain de 1 mm de diámetro y de 1 cm de longitud.

30 Las curvas  $C_9$  y  $C_{10}$  representadas respectivamente en las figuras 8 y 9 se han obtenido durante este experimento.

35 La curva  $C_9$  es análoga a la curva  $C_6$  ilustrada en la figura 6. Se constata que esta reproduce la forma de la curva de extinción del centelleo, lo que confirma la mejor eficacia del procedimiento de detección de acuerdo con la invención para la medición de la dosis depositada por una radiación de rayos X, con respecto a un procedimiento convencional que usa un fotomultiplicador único.

40 Además, la dosis de radiación determinada por este procedimiento se ha comparado con la dosis medida por una cámara de ionización. Los resultados de esta comparación se ilustran en la figura 9, en la que las curvas  $C_{10}$  y  $C_{11}$  representan respectivamente la dosis de radiación medida mediante el procedimiento de determinación de la dosis de acuerdo con la invención y la respuesta de la cámara de ionización en función de la dosis suministrada por la cámara de ionización en mGy.cm.

45 Se constata que la pendiente de la curva  $C_{10}$  es superior a la de la curva  $C_{11}$  lo que confirma la mejor eficacia y dinámica del procedimiento de detección de acuerdo con la invención, ya constatada en la figura 8, con respecto a un procedimiento que usa una cámara de ionización.

50 Además, se constata en la figura 9 que el dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la invención presenta una resolución de la velocidad de dosis muy superior, del orden del 70 %, a la de una cámara de ionización convencional. De hecho, la diferencia entre las pendientes de las rectas  $C_{10}$  y  $C_{11}$  de la figura 9 es aproximadamente igual al 70 %.

55 Por último, estos experimentos han permitido confirmar que la resolución temporal, en la medición de la velocidad de dosis que atraviesa el centelleador, del dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la invención es muy buena, ya que es inferior a 0,1 segundos.

60 De acuerdo con una variante del dispositivo de determinación de acuerdo con la primera realización, el segundo fotodetector 14 no funciona en régimen de recuento de fotón único. En ese caso, el primer y el segundo fotodetectores 11, 14 presentan, por ejemplo, aberturas físicas de las mismas dimensiones. En particular, ni el primero ni el segundo fotodetectores 11, 14 están limitados por un diafragma.

El procedimiento de determinación de acuerdo con esta variante es análogo al procedimiento de acuerdo con la primera realización, siendo la única diferencia que el segundo fotodetector 14 no funciona en régimen de recuento de fotón único.

65 De acuerdo con una variante del dispositivo de determinación de acuerdo con la tercera realización, el segundo fotodetector 14 no funciona en régimen de recuento de fotón único. El primer y el segundo fotodetectores 11, 14

presentan, por ejemplo, aberturas físicas de las mismas dimensiones y las fibras ópticas secundarias 210 y 215 presentan diámetros esencialmente idénticos.

5 El procedimiento de determinación de acuerdo con esta variante es análogo al procedimiento de acuerdo con la tercera realización, siendo la única diferencia que el segundo fotodetector 14 no funciona en régimen de recuento de fotón único.

10 De acuerdo con una variante del dispositivo 1', 1" de determinación de la dosis de radiación de acuerdo con la segunda y la tercera realizaciones descritas anteriormente en el presente documento, los medios de cálculo 35', 35" se configuran además para determinar una dosis de ionización depositada en el centelleador 5', 5" por la radiación ionizante cuando el centelleador 5', 5" es irradiado durante el tiempo predeterminado de irradiación.

Para tal fin, los medios de cálculo 35', 35" se configuran para:

- 15 - calcular la integral de la curva que representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección  $\Delta t$  igual a  $n \times \tau$  y un tiempo de detección máximo, para obtener un número total de eventos de coincidencia de ionización; y para
- 20 - determinar la dosis de ionización depositada en el centelleador 5', 5" multiplicando este número total de eventos de coincidencia de ionización por un segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

$\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador 5', 5". La vida útil de fluorescencia  $\tau$  es una característica intrínseca del centelleador 5', 5". Su valor es proporcionado, por ejemplo, por el productor del centelleador 5', 5".

25  $n$  es una constante seleccionada de forma que, en el intervalo de tiempo de detección comprendido entre  $n \times \tau$  y el tiempo de detección máximo, se suman únicamente los eventos de coincidencia resultantes de los procesos de ionización del centelleador 5', 5".

La constante  $n$  está comprendida en particular entre 1 y 10. De forma ventajosa, es aproximadamente igual a 1.

30 El tiempo de detección  $n \times \tau$  se ha ilustrado en la figura 10 en forma de una línea vertical. Esta línea vertical separa los eventos de coincidencia resultantes de los procesos de excitación (a la izquierda en la figura 10) de los eventos de coincidencia resultantes de los procesos de ionización (a la derecha en la figura 10).

35 El tiempo de detección máximo se corresponde con el valor más elevado del tiempo de detección para el que se detecta al menos un evento de coincidencia durante el tiempo predeterminado de irradiación.

El segundo factor de proporcionalidad predeterminado es diferente al factor de proporcionalidad predeterminado tal como se ha descrito previamente.

40 Al igual que el factor de proporcionalidad predeterminado descrito anteriormente, el segundo factor de proporcionalidad predeterminado se registra, por ejemplo, en una memoria del dispositivo de análisis 8.

45 En particular, el segundo factor de proporcionalidad depende solamente de las características del dispositivo de adquisición 7, del dispositivo de análisis 8 y del centelleador 5', 5", es decir, de las características de la cadena de adquisición. Es independiente de la distancia del centelleador 5', 5" a la fuente 2', 2".

El segundo factor de proporcionalidad se predetermina, por ejemplo, irradiando el centelleador 5', 5" por medio de una fuente de radiación ionizante 2', 2".

- 50 - midiendo la dosis de radiación depositada en el centelleador 5', 5" por medio de un dosímetro de referencia, por ejemplo, una cámara de ionización, y
- 55 - determinando el número total de eventos de coincidencia de ionización detectados en las mismas condiciones por medio del dispositivo de determinación de la dosis de acuerdo con la variante de la segunda o la tercera realización de la invención.

La relación entre la dosis de radiación medida por medio del dispositivo de referencia y el número total de eventos de coincidencia de ionización determinado se corresponde con el segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

60 Este segundo factor de proporcionalidad es inferior al primer factor de proporcionalidad.

En particular, la dosis de radiación determinada por el procedimiento de acuerdo con la primera, la segunda o la tercera realización descritas en el presente documento es igual a la dosis de ionización.

65 De acuerdo con esta variante, los medios de cálculo 35', 35" opcionalmente se configuran para determinar además una dosis de excitación depositada en el centelleador 5', 5" por la radiación, en particular ionizante, cuando el

centelleador 5', 5" es irradiado durante el tiempo predeterminado de irradiación.

Para tal fin, los medios de cálculo 35' se configuran para:

- 5 - calcular la integral de la curva que representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección mínimo y un tiempo de detección  $\Delta t$  igual a  $n \times \tau$  para obtener un número total de eventos de coincidencia de excitación; y para
- 10 - determinar la dosis de excitación depositada en el centelleador 5', 5" multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

El tiempo de detección mínimo se corresponde con el valor más bajo del tiempo de detección para el que se detecta al menos un evento de coincidencia durante el tiempo predeterminado de irradiación.

$\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador 5', 5".

- 15 Se observará que la constante  $n$  es tal que cuando se integra la curva en el intervalo de tiempo de detección comprendido entre el tiempo de detección mínimo y el tiempo de detección  $\Delta t$  igual a  $n \times \tau$ , se suman únicamente los eventos de coincidencia resultantes de las excitaciones del centelleador 5', 5" por la radiación ionizante.

- 20 El tercer valor de proporcionalidad predeterminado es diferente a los factores de proporcionalidad predeterminados descritos previamente. Al igual que los otros factores de proporcionalidad predeterminados descritos anteriormente, el tercer factor de proporcionalidad predeterminado se registra, por ejemplo, en una memoria del dispositivo de análisis 8', 8".

- 25 En particular, depende solamente de las características del dispositivo de adquisición 7', 7", del dispositivo de análisis 8', 8" y del centelleador 5', 5", es decir, de las características de la cadena de adquisición. Es independiente de la distancia del centelleador 5', 5".

- 30 En particular, el tercer factor de proporcionalidad predeterminado se determina mediante calibración. Esta calibración se efectúa, por ejemplo, midiendo la dosis depositada en el centelleador 5', 5" por medio de un dosímetro de referencia y considerando que la suma de ionizaciones y de excitaciones se corresponde con la dosis de radiación total depositada en el centelleador. La dosis de radiación total así calculada es superior a la dosis medida con el dosímetro de referencia. El tercer factor de proporcionalidad predeterminado se corresponde, por ejemplo, con la relación entre la dosis de ionización y el número de eventos de coincidencia de ionización tales como los
- 35 determinados anteriormente.

El procedimiento de determinación de la dosis de radiación depositada en el centelleador de acuerdo con una variante de la segunda o la tercera realización comprende una etapa de determinación de la dosis de ionización depositada en el centelleador 5', 5".

- 40 Esta etapa comprende las subetapas de:

- 45 - calcular la integral de la curva que representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre el tiempo de detección igual a  $n \times \tau$  y el tiempo de detección máximo, para obtener el número total de eventos de coincidencia de ionización; y
- determinar la dosis de ionización depositada en el centelleador 5', 5" multiplicando el número total de eventos de coincidencia de ionización por el segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

- 50 Opcionalmente, el procedimiento de acuerdo con esta variante comprende además una etapa de determinación de la dosis de excitación depositada en el centelleador 5', 5", comprendiendo dicha etapa las subetapas de:

- calcular la integral de la curva que representa el número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre el tiempo de detección mínimo y el tiempo de detección  $\Delta t$  igual a  $n \times \tau$  para obtener el número total de eventos de coincidencia de excitación; y
- 55 - determinar la dosis de excitación depositada en el centelleador 5' multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por el tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

- 60 La etapa de determinación de la dosis de ionización depositada en el centelleador 5', 5" y/o la etapa de determinación de la dosis de excitación depositada en el centelleador 5', 5" se pueden implementar también independientemente del procedimiento de determinación de la dosis de radiación depositada en el centelleador 5', 5" tal como se ha definido previamente, implementando únicamente las etapas de este procedimiento que consisten en:

- 65 - irradiar el centelleador 5', 5" con una radiación ionizante durante un tiempo predeterminado, cada interacción entre la radiación ionizante y el centelleador 5', 5" excitando al centelleador 5', 5" y produciendo la emisión de fotones de centelleo; y

- detectar los eventos de coincidencia y obtener una curva de los eventos de coincidencia en función del tiempo de detección,

5 implementando después la etapa de determinación de la dosis de ionización y/o la etapa de determinación de la dosis de excitación, sin determinar la dosis de radiación depositada en el centelleador 5', 5".

**REIVINDICACIONES**

1. Procedimiento de determinación de una dosis de radiación depositada en un centelleador (5) por una radiación ionizante, que comprende la etapa de:

- 5
- irradiar (100) el centelleador (5) con una radiación ionizante durante un tiempo predeterminado, cada interacción entre la radiación ionizante y el centelleador (5) excitando al centelleador (5) y produciendo la emisión de fotones de centelleo;

10 **caracterizado por que** comprende además las etapas de:

- 15
- detectar (105) un instante de excitación del centelleador (5) correspondiente a un evento de excitación por la radiación ionizante con dos contribuciones: una excitación directa del centelleador y una ionización del centelleador, mediante un primer fotodetector (11); después
  - detectar (110) un instante de recepción de un fotón de centelleo emitido por el centelleador (5) mediante un segundo fotodetector (14), distinto del primer fotodetector (11);
  - identificar (115) cada secuencia constituida por una detección de un instante de excitación por el primer fotodetector (11), seguida de la detección de un instante de recepción por el segundo fotodetector (14) en un evento de coincidencia;
  - 20 - contar (120, 125) el número de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación; y
  - obtener (130) la dosis de radiación depositada en el centelleador (5) durante el tiempo predeterminado de irradiación en función del número de eventos de coincidencia contados y de un factor de proporcionalidad predeterminado,

25 funcionado el segundo fotodetector (14) en régimen de recuento de fotón único durante la etapa de detección del instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector (14).

30 2. Procedimiento de determinación de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el segundo fotodetector (14) presenta una abertura física de recepción de fotones con un área inferior a una abertura física de recepción de fotones del primer fotodetector (11).

3. Procedimiento de determinación de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, que comprende las etapas de:

- 35
- cronometrar el tiempo de detección entre el instante de excitación detectado por el primer fotodetector (11) y el instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector (14) para cada evento de coincidencia;
  - construir una curva del número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección;
  - 40 - calcular la dosis a partir de una integración de al menos una parte de la curva y de un factor de proporcionalidad predeterminado.

4. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el factor de proporcionalidad predeterminado es independiente del número de eventos de coincidencia detectados.

45 5. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una etapa de transmisión de al menos una parte de la luz emitida por el centelleador (5) hacia el primer fotodetector (11) y el segundo fotodetector (14) por medio de una fibra óptica (200).

50 6. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer fotodetector (11) y el segundo fotodetector (14) se seleccionan entre un tubo fotomultiplicador, un fotomultiplicador de placa multicanales y un detector de diodos.

55 7. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el instante de excitación detectado por el primer fotodetector (11) se corresponde con un instante de detección por el primer fotodetector (11) de un primer fotón de centelleo emitido por el centelleador (5).

60 8. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el fotón de centelleo detectado por el segundo fotodetector (14) es emitido por el centelleador (5) durante el evento de excitación correspondiente al instante de excitación detectado por el primer fotodetector (11).

65 9. Procedimiento de determinación de una curva que proporciona la dosis absorbida por un centelleador en función de la distancia entre el centelleador (5) y una fuente (2) de radiación, ventajosamente ionizante, que comprende la determinación de la dosis depositada a diferentes distancias de la fuente (2) mediante implementación, a cada una de esas distancias, del procedimiento de determinación de la dosis depositada de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8.

10. Dispositivo de determinación de la dosis de radiación depositada en un centelleador (5) por una radiación ionizante emitida por una fuente, que comprende:

- 5 - un centelleador (5) configurado para ser irradiado por la radiación ionizante y apropiado para emitir fotones de centelleo en cada interacción con la radiación ionizante;

**caracterizado por que** comprende además

- 10 - un primer fotodetector (11) configurado para detectar un instante de excitación del centelleador con dos contribuciones: una excitación directa del centelleador y una ionización del centelleador, y un segundo fotodetector (14), distinto del primer fotodetector (11), configurado para detectar un instante de recepción de un fotón de centelleo emitido por el centelleador (5),
- 15 - medios de identificación (15), configurados para identificar cada secuencia constituida por una detección de un instante de excitación por el primer fotodetector (11), seguida de una detección de un instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector (14) en un evento de coincidencia;
- medios de recuento (32), configurados para contar el número de eventos de coincidencia detectados durante el tiempo predeterminado de irradiación; y
- 20 - medios de cálculo (35), configurados para obtener la dosis de radiación depositada en el centelleador (5) durante el tiempo predeterminado de irradiación en función del número de eventos de coincidencia y de un factor de proporcionalidad predeterminado,

estando configurado el segundo fotodetector (14) para funcionar en régimen de recuento de fotón único.

25 11. Dispositivo de determinación de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el centelleador (5) está integrado con al menos una fibra óptica (200), la cual es apropiada para transmitir los fotones de centelleo emitidos por el centelleador (5) hacia el primer fotodetector (11) y el segundo fotodetector (14).

12. Dispositivo de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 10 y 11, en el que:

- 30 - los medios de identificación (15) se configuran además para cronometrar el tiempo de detección entre el instante de excitación detectado por el primer fotodetector (11) y el instante de recepción de un fotón de centelleo por el segundo fotodetector (14) para cada evento de coincidencia; y
- los medios de cálculo (35) se configuran además para construir una curva del número de eventos de coincidencia en función del tiempo de detección.

35 13. Dispositivo de determinación de acuerdo con la reivindicación 12 **caracterizado por que** los medios de cálculo (35'; 35'') se configuran además para:

- 40 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10 y  $\tau$  es la vida útil de fluorescencia del centelleador (5'; 5''), y un tiempo de detección máximo, para obtener un número total de eventos de coincidencia de ionización; y
- determinar la dosis de ionización depositada en el centelleador (5', 5'') multiplicando el número total de eventos de coincidencia de ionización por un segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

45 14. Dispositivo de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 12 y 13, **caracterizado por que** los medios de cálculo (35'; 35'') se configuran además para:

- 50 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección mínimo y un tiempo de detección  $\Delta t$  igual a  $n \times \tau$  para obtener un número total de eventos de coincidencia de excitación; y para
- determinar una dosis de excitación depositada en el centelleador centelleador (5'; 5'') multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

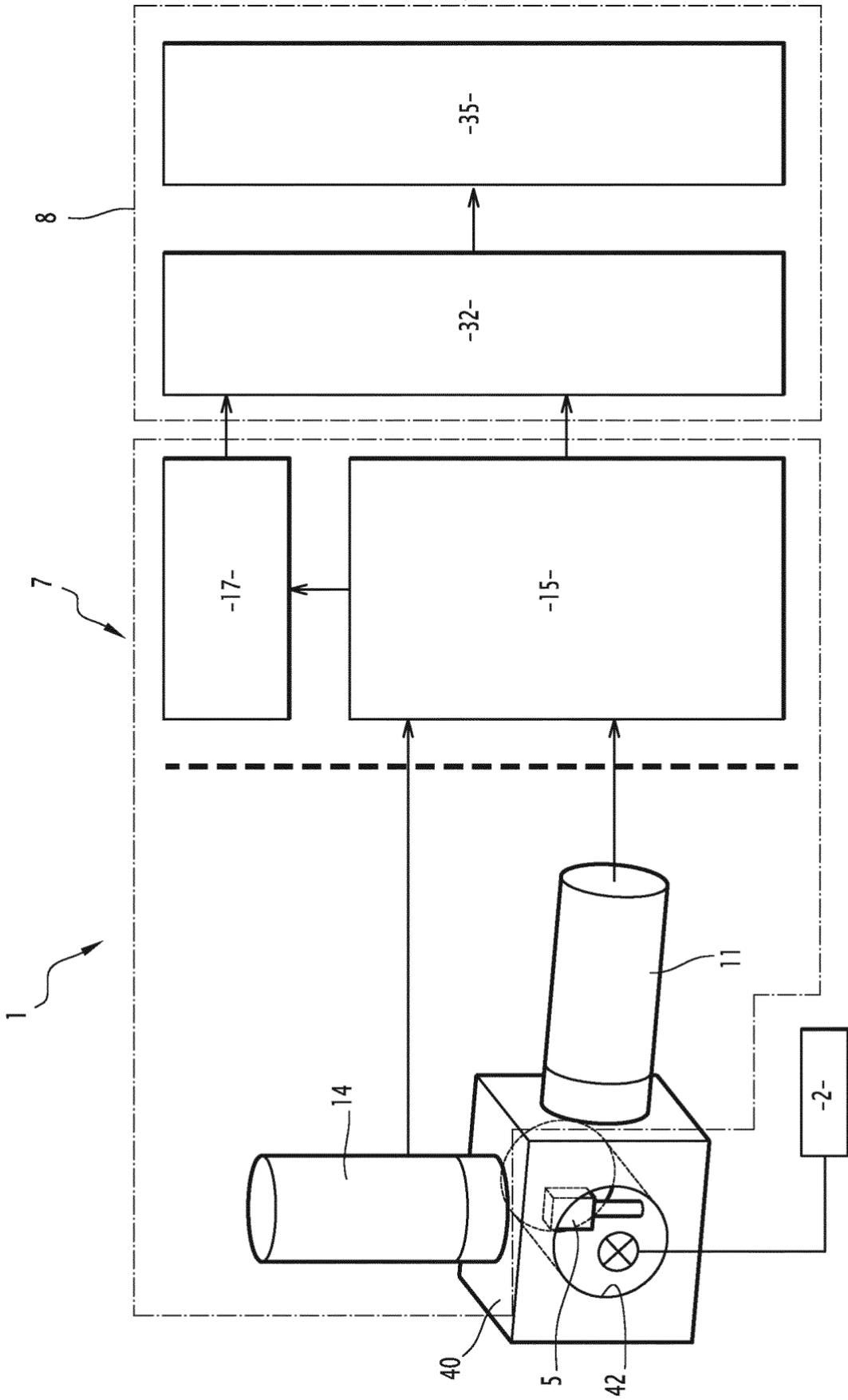
55 15. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, tomado en combinación con la reivindicación 3, que comprende además una etapa de determinación de una dosis de ionización depositada en el centelleador (5'; 5'') que comprende las subetapas de:

- 60 - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$ , en el que  $n$  es una constante comprendida entre 1 y 10 y  $\tau$  es una vida útil de fluorescencia del centelleador (5'; 5''), y un tiempo de detección máximo, para obtener un número total de eventos de coincidencia de ionización; y
- determinar la dosis de ionización depositada en el centelleador (5', 5'') multiplicando el número total de eventos de coincidencia de ionización por un segundo factor de proporcionalidad predeterminado.

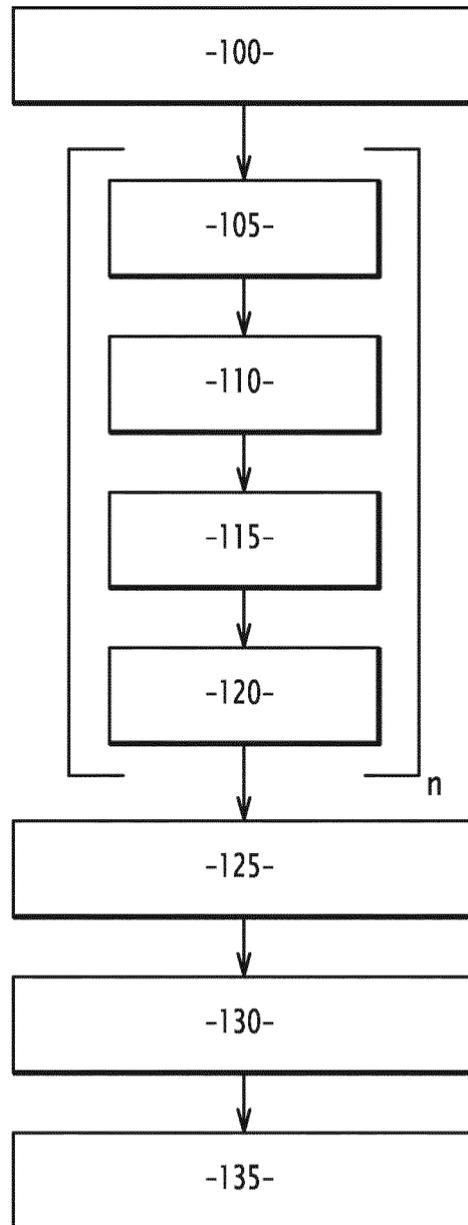
65

16. Procedimiento de determinación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, tomado en combinación con la reivindicación 3, o de acuerdo con la reivindicación 15, que comprende además una etapa de determinación de una dosis de excitación depositada en el centelleador (5'; 5") que comprende las subetapas de:

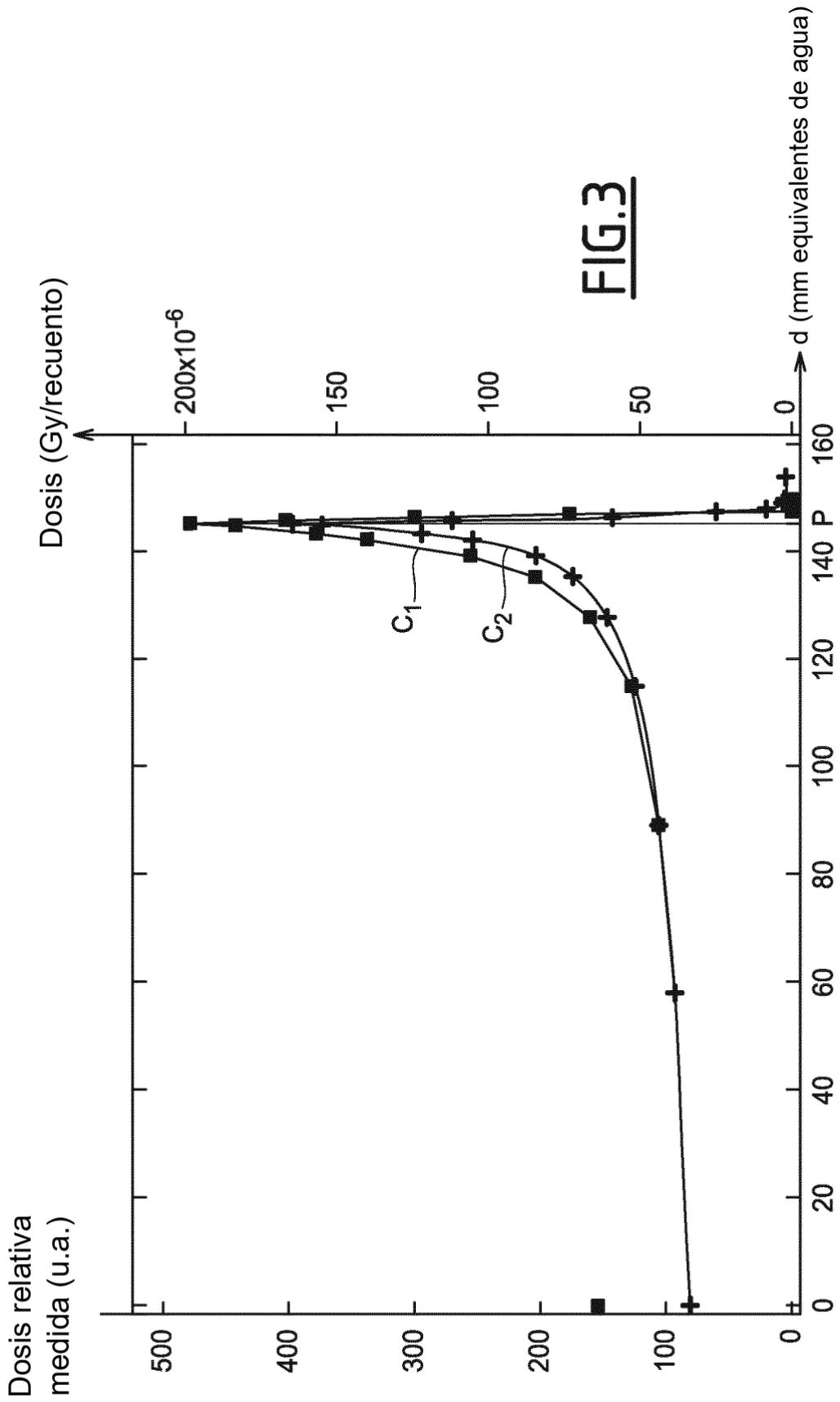
- 5       - calcular la integral de la curva del número de eventos de coincidencia detectados en función del tiempo de detección, entre un tiempo de detección mínimo y un tiempo de detección igual a  $n \times \tau$  para obtener un número total de eventos de coincidencia de excitación; y
- 10       - determinar una dosis de excitación depositada en el centelleador centelleador (5'; 5") multiplicando el número total de eventos de coincidencia de excitación por un tercer factor de proporcionalidad predeterminado.

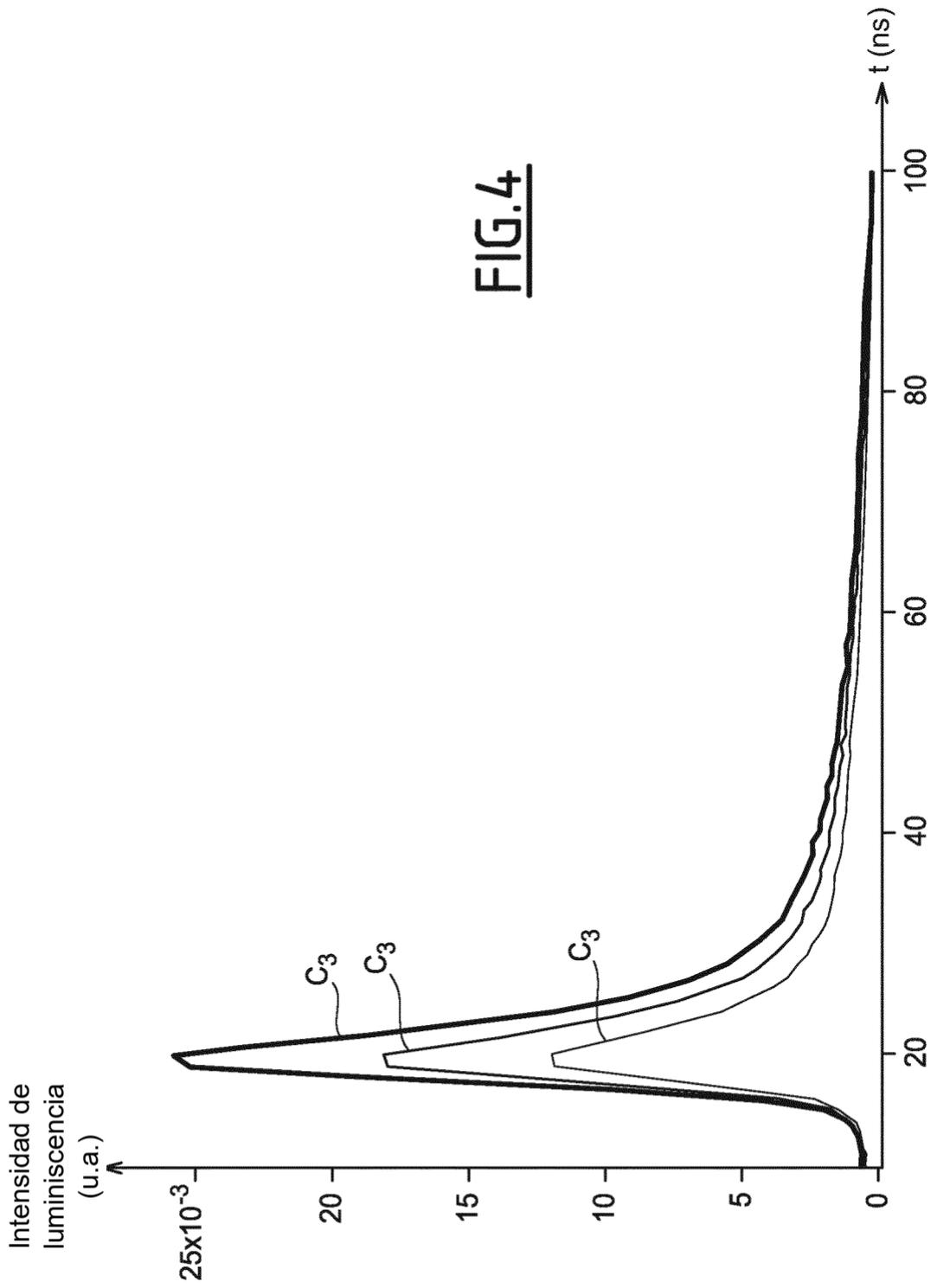


**FIG.1**

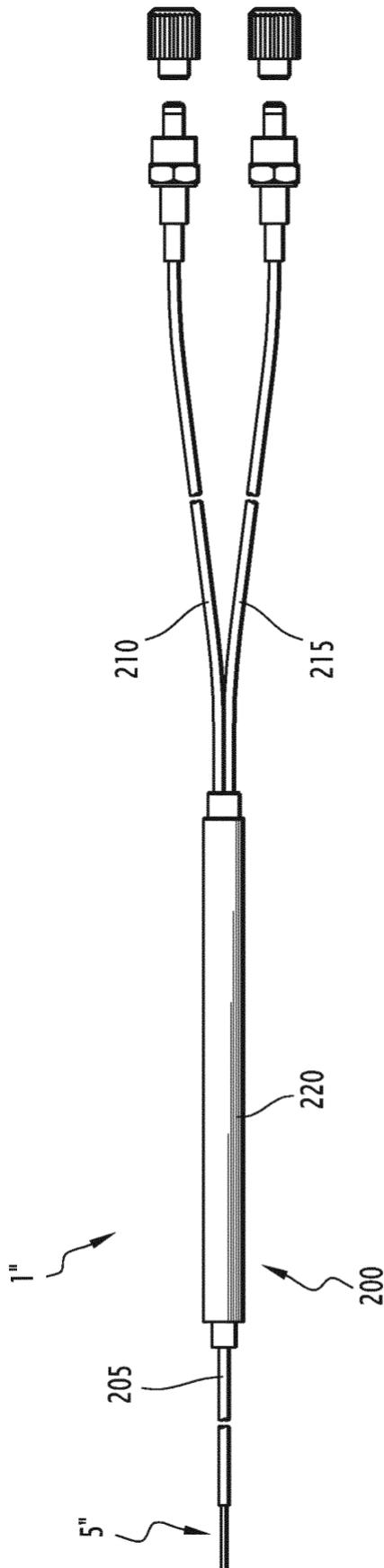


**FIG.2**

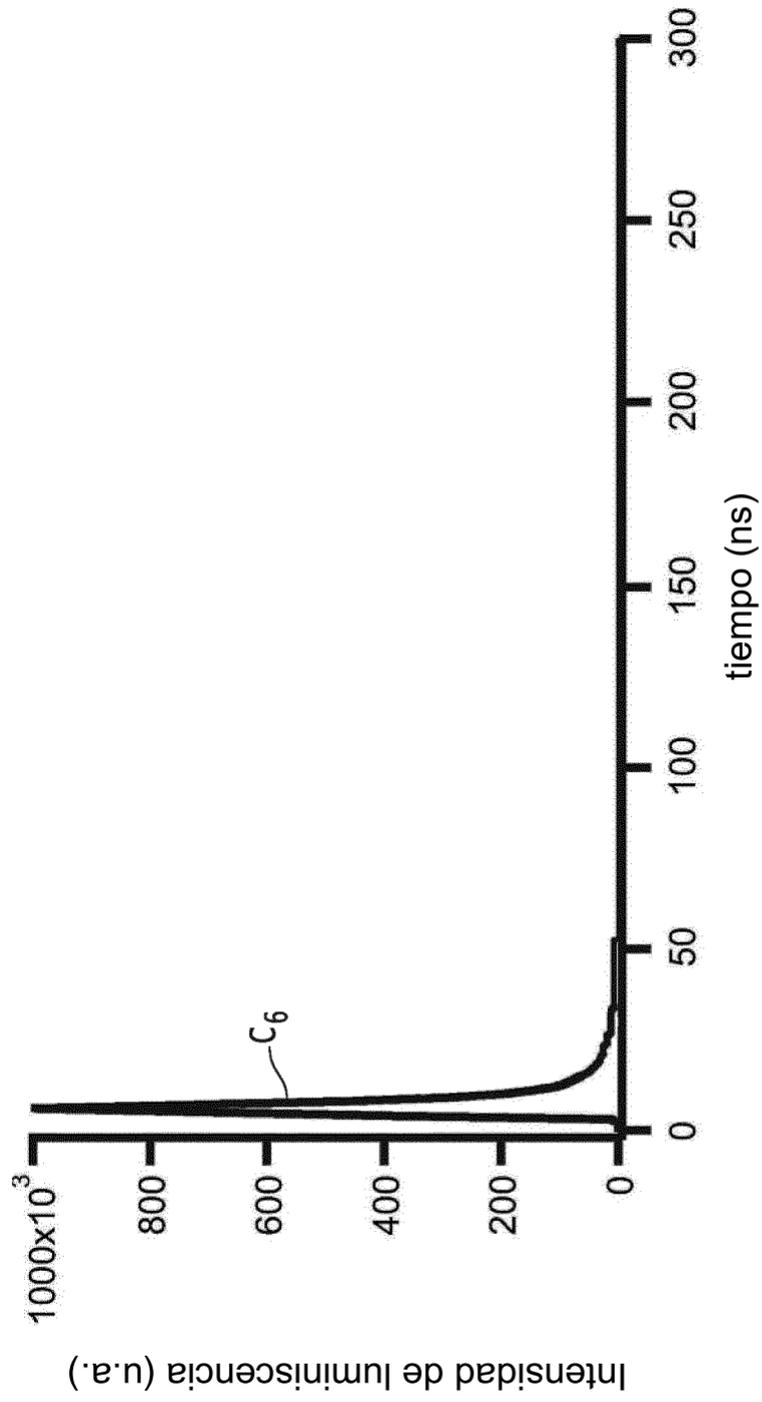




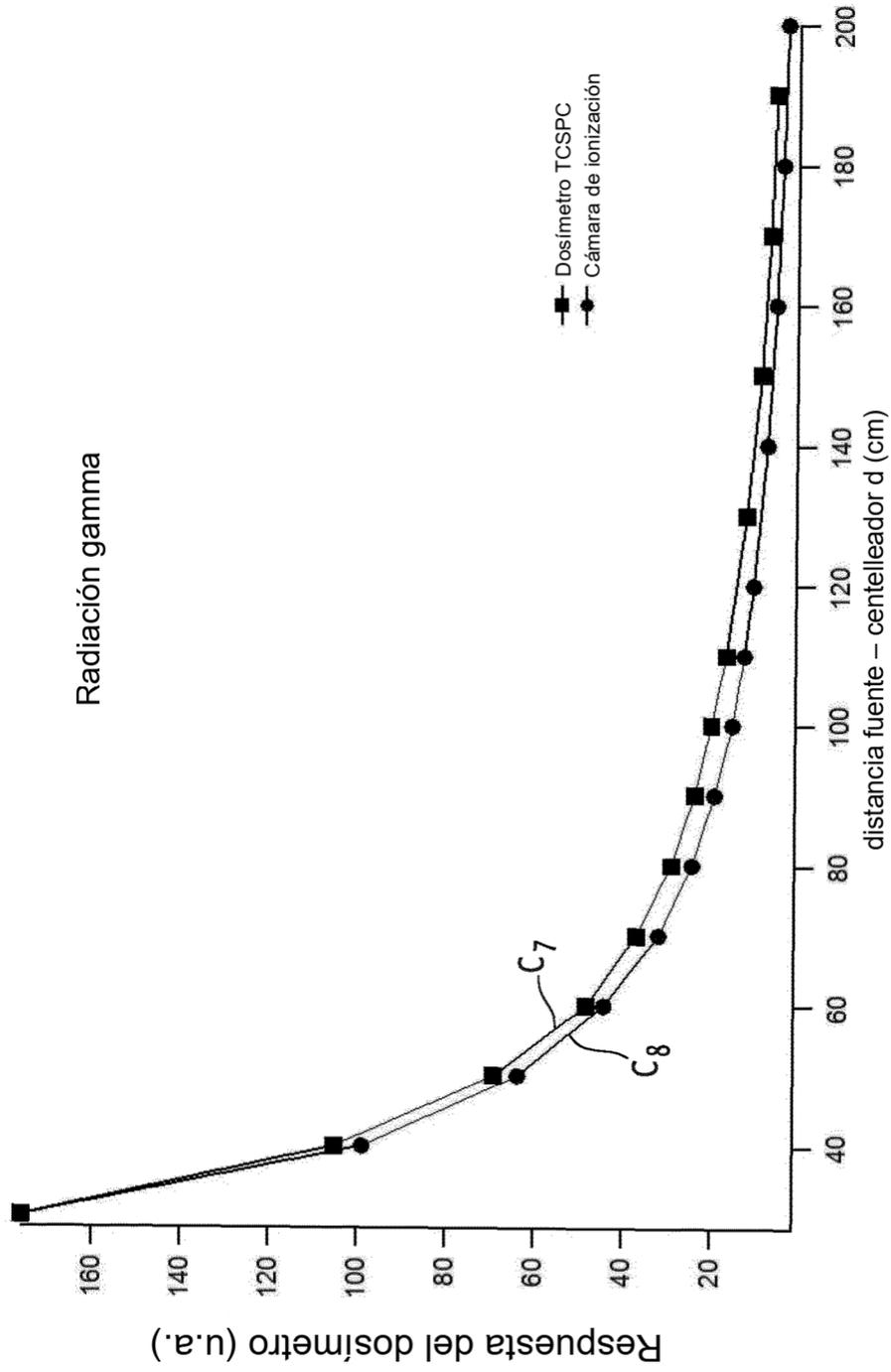
**FIG.4**



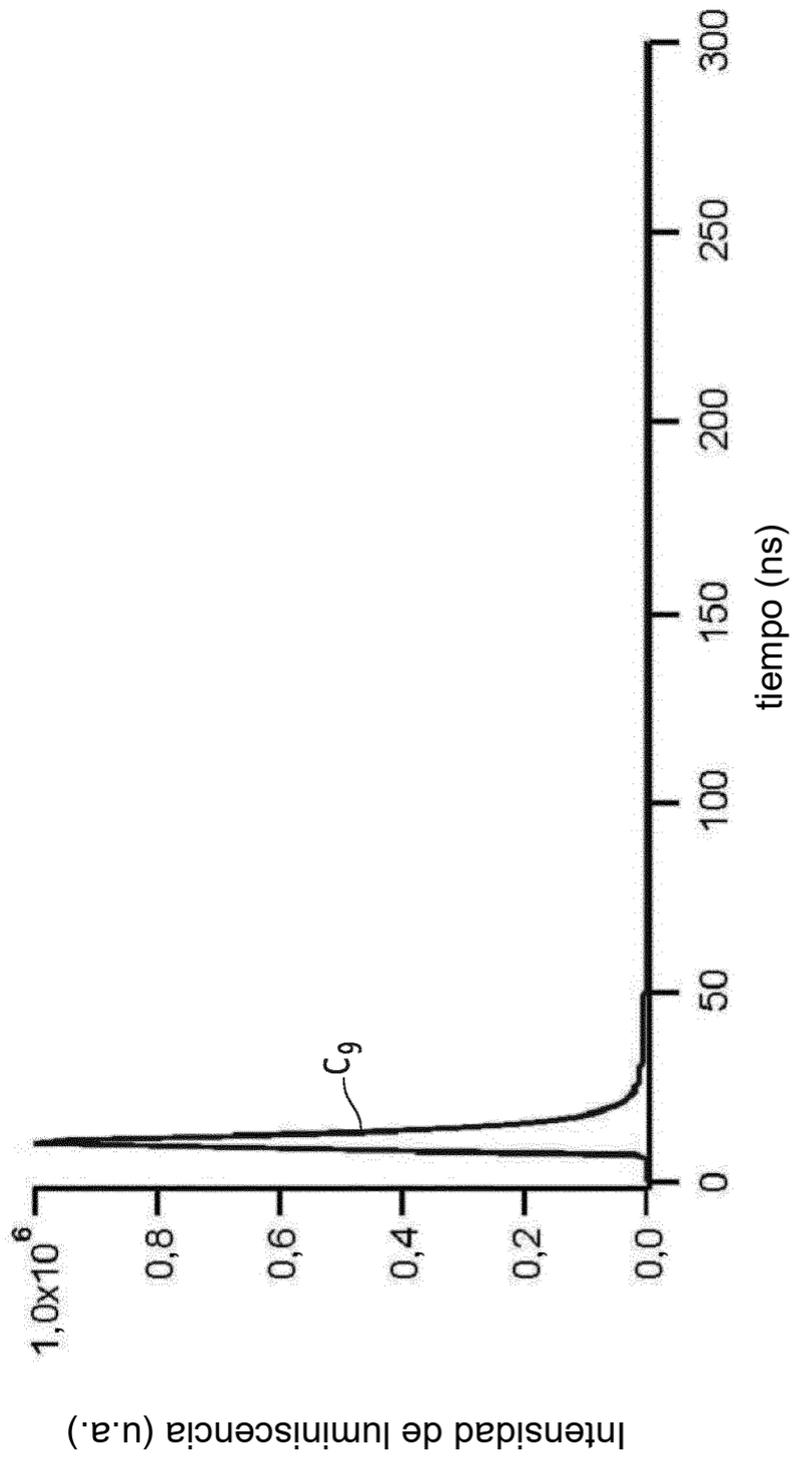
**FIG.5**



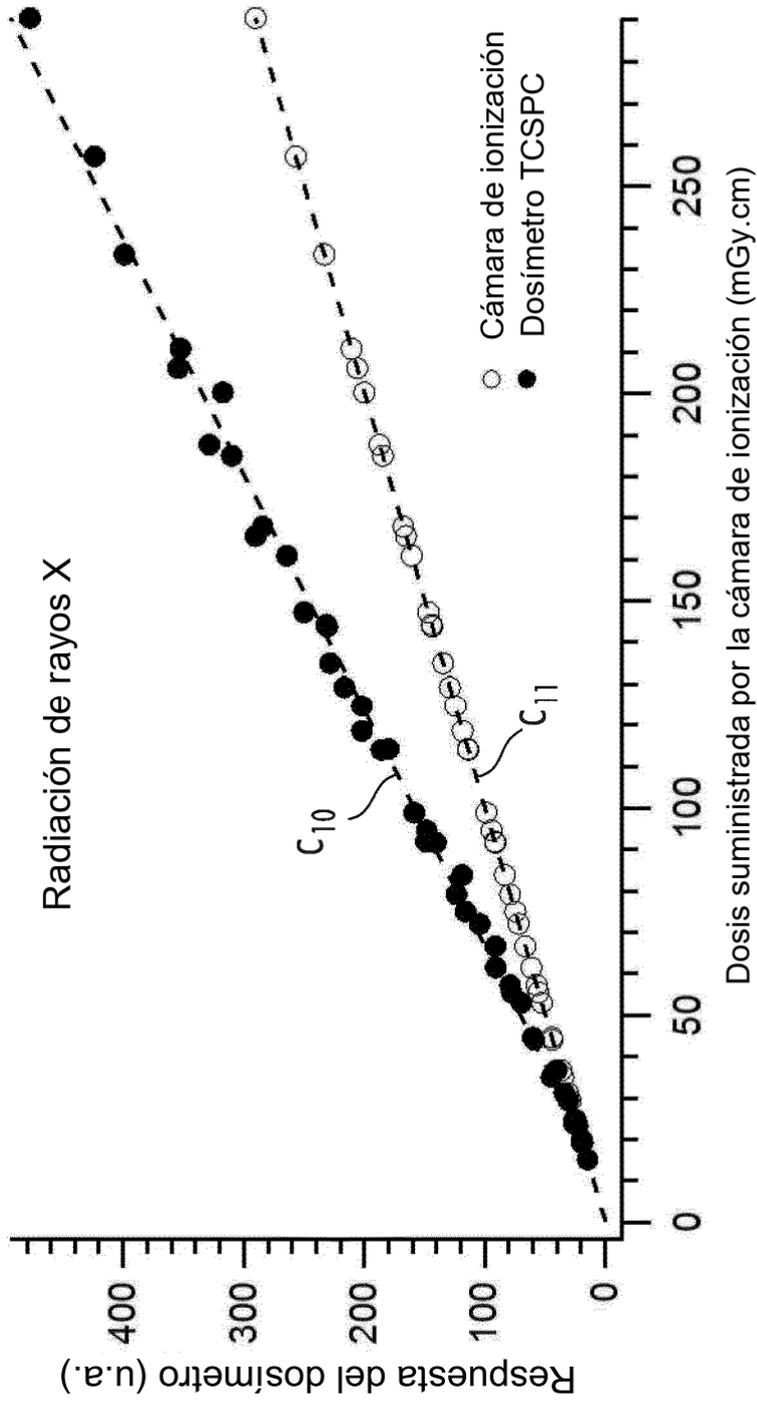
**FIG.6**



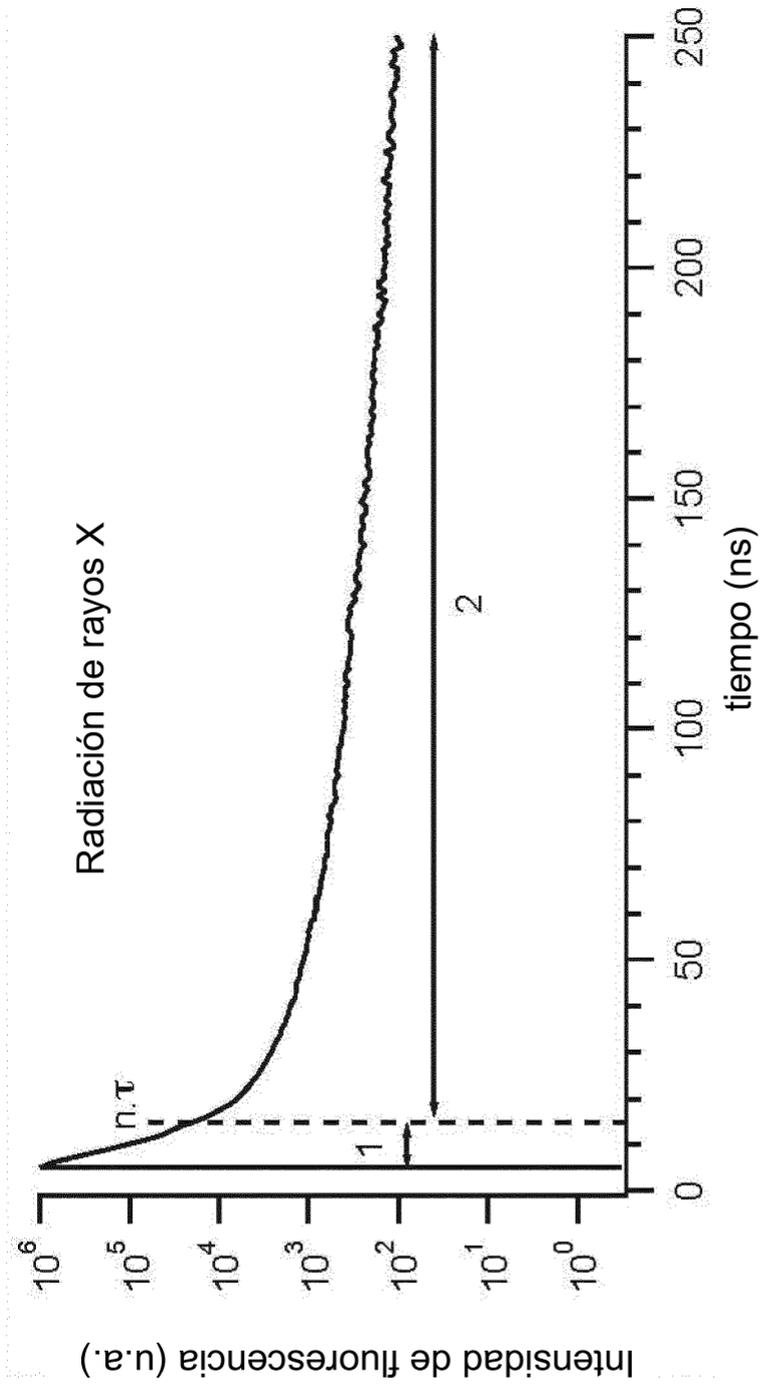
**FIG.7**



**FIG.8**



**FIG.9**



**FIG.10**