

(12)

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



<sup>(1)</sup>Número de publicación: 2 813 577

(51) Int. CI.: **G01T 1/02** (2006.01)

#### TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

Т3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacion	nal: <b>22.</b>	04.2016	PCT/EP2016/	059107
87 Fecha y número de publicación internacional:	27.10.20 <sup>-</sup>	16 WO	16170175	
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea:	22.04.20	16 E 10	6722803 (0)	
Fecha y número de publicación de la concesión europea:	24.06.202	20 EP	3286581	

54 Título: Dosímetro personal que comprende al menos dos detectores de radiación ionizante

30 Prioridad:	Titular/es:
<ul> <li>24.04.2015 GB 201507060</li> <li><sup>(45)</sup> Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente: 24.03.2021</li> </ul>	SCK CEN (100.0%) Hermann-Debrouxlaan 40 1160 Brussels, BE (72) Inventor/es: VANHAVERE, FILIP; SALDARRIAGA VARGAS, CLARITA y STRUELENS, LARA (74) Agente/Representante: ELZABURU, S.L.P

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

Dosímetro personal que comprende al menos dos detectores de radiación ionizante

#### Campo de la invención

20

25

30

45

La invención se refiere al campo de la dosimetría de radiación. Más específicamente, se refiere a un dosímetro personal
 de cuerpo entero adecuado para estimar la dosis eficaz de una persona expuesta a una radiación ionizante mientras lleva puesta una prenda de protección contra la radiación.

#### Antecedentes de la invención

Los dosímetros de radiación son dispositivos de dosimetría de radiación ionizante para la medición de una exposición a una radiación ionizante. Los dosímetros personales son dichos dispositivos de dosimetría de radiación adaptados específicamente para supervisar la exposición a la radiación de seres humanos en una protección humana contra la radiación, por ejemplo, en oposición a los dosímetros para medir una dosis de radiación en aplicaciones médicas, procesos industriales o supervisión del medio ambiente. Los dosímetros personales se usan típicamente para estimar una dosis de radiación ionizante depositada en un individuo que lleva consigo el dispositivo. Dichos dosímetros personales son conocidos en la técnica como acoplables al cuerpo o a la ropa del usuario, con el fin de obtener una medición de la radiación en una ubicación predeterminada en el cuerpo durante la exposición.

En la técnica, pueden conocerse dosímetros personales que están adaptados específicamente para estimar una exposición a radiación local, por ejemplo, cerca de los dedos o de los ojos. Sin embargo, las realizaciones de la presente invención se refieren a la aplicación de dosimetría personal de cuerpo entero. Un dosímetro personal de cuerpo entero es específicamente adecuado para estimar una dosis de cuerpo entero, por ejemplo, una dosis eficaz. Dicha estimación de una dosis de cuerpo entero puede suponer un reto especialmente cuando se extrapola a partir de una medición obtenida desde un único dosímetro personal de cuerpo entero usado en una ubicación específica en el cuerpo.

Debido a que una exposición del cuerpo humano a una radiación ionizante implica un daño acumulativo en el cuerpo y/o un riesgo acumulativo para la salud, por ejemplo, proporcional a la dosis de radiación total recibida, puede requerirse a las personas profesionalmente expuestas, tales como radiólogos, enfermeras y médicos que usan obtención de imágenes médicas de rayos X y/o equipos de radioterapia, que usen un dosímetro personal de cuerpo entero con el fin de mantener un registro de exposición a radiación ionizante relacionada con el trabajo.

Por ejemplo, el personal médico que trabaja en salas de radiología intervencionista (Interventional Radiology, IR) y de cardiología intervencionista (Interventional Cardiology, IC) están expuestos a la radiación ionizante dispersada desde el paciente. Frecuentemente, se usan prendas de protección, tales como un delantal de plomo y un collar tiroideo, como equipo personal de protección contra radiación (Radiation Protection, RP). Para los propósitos legales de protección contra la radiación, puede requerirse a estos trabajadores de la salud que lleven puesto un dosímetro personal que puede estimar una dosis de cuerpo entero, tal como una dosis eficaz, recibida durante su trabajo, con el fin de permitir una comparación de la dosis con un límite legal para la exposición a radiación por motivos profesionales.

De manera convencional, puede estimarse una dosis eficaz mediante una medición de dosis obtenida por un dosímetro personal diseñado para registrar la dosis equivalente personal Hp(10). Sin embargo, en el caso en el que el personal médico lleva puestas prendas radioprotectoras, la medición de la cantidad Hp(10) no es una buena estimación de la dosis eficaz. En la Figura 1 se muestra una dependencia de energía típica, así como una dependencia angular de la respuesta a dosis, en términos de dosis por kerma en aire, por ejemplo, kerma en aire libre en el aire, para la dosis Hp(10) personal equivalente según el estándar establecido por la publicación ICRP 74 y para un modelo simulado de un dosímetro personal adaptado para medir la Hp(10) basado en un detector termoluminiscente, por ejemplo, que tiene una configuración similar a los dosímetros personales Hp(10) conocidos en la técnica.

Se han propuesto diferentes metodologías para estimar la dosis eficaz cuando se usan prendas de RP, tal como la aplicación de un factor de corrección para la dosis de un dosímetro Hp(10) estándar colocado sobre las prendas de RP, o el uso de un algoritmo que combina la dosis desde dos dosímetros Hp(10): uno colocado sobre las prendas de RP y el otro colocado debajo; pero la provisión de una buena estimación de la dosis eficaz en todas las condiciones de exposición sigue siendo una tarea difícil. En teoría, el uso de dos dosímetros proporciona mejores resultados, pero esto no es rentable y puede crear problemas operativos.

La Figura 2 ilustra la dependencia de energía y angular de la dosis recibida por un dosímetro Hp(10) simulado bajo condiciones similares a cuando se usa sobre el delantal de plomo y bajo condiciones similares a cuando se usa debajo del delantal de plomo. La respuesta H<sub>d</sub> del dosímetro Hp(10) simulado colocado debajo de una protección de plomo de 0,5 mm muestra la fuerte absorción de la protección en un amplio intervalo de energías, indicativa del efecto radioprotector de las prendas radioprotectoras. Cabe señalar que también la respuesta H<sub>s</sub> del dosímetro Hp(10) simulado colocado sobre la protección de plomo de 0,5 mm muestra un claro aumento en la región espectral de borde K del plomo

por encima de aproximadamente 88 keV en la respuesta a dosis debido a los efectos de retrodispersión.

En una publicación de Järvinen et al., "Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff", en Radiation Protection Dosimetry, vol. 131(1), se describen varios algoritmos de dosimetría simple y dosimetría doble conocidos en la técnica.

- 5 En los enfoques de dosimetría simple (SD) conocidos en la técnica, se obtiene una dosis D<sub>SD</sub> eficaz mediante la aplicación de un factor γ de corrección a la dosis H<sub>sobre</sub> registrada por un dosímetro Hp(10) usado sobre las prendas radioprotectoras, por ejemplo, D<sub>SD</sub> = H<sub>sobre</sub> / γ. Järvinen et al. han informado de valores para el factor γ de corrección de entre 5 y 33 correspondientes a diferentes algoritmos de dosimetría simple conocidos en la técnica, para estimar la dosis eficaz bajo condiciones de exposición similares y para personas que usan medidas radioprotectoras similares, que comprenden tanto un delantal de plomo como y un protector de tiroides.
- comprenden tanto un delantal de plomo como y un protector de tiroldes.

En enfoques de dosimetría doble (DD) conocidos en la técnica, se usa un algoritmo para combinar la dosis desde dos dosímetros Hp(10), uno usado sobre las prendas de RP y el otro usado debajo, para calcular la dosis D<sub>DD</sub> eficaz, por ejemplo, D<sub>DD</sub> = a \* H<sub>debajo</sub> + b \* H<sub>sobre</sub>. Järvinen et al. informaron de valores para los parámetros a y b que varían de 0,5 a 1,64 y de 0,017 a 0,1, respectivamente, correspondientes a diferentes algoritmos de dosimetría doble conocidos en la técnica, relacionados también con la estimación de dosis eficaz de los trabajadores que usan tanto un delantal de plomo

como un protector de tiroides.

#### Sumario de la invención

15

20

25

40

50

Un objeto de las realizaciones de la presente invención proporciona medios y procedimientos buenos y eficaces para la estimación de una dosis eficaz recibida por una persona, que lleva puesta una prenda radioprotectora, debida a una exposición externa a radiación ionizante.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la dosis eficaz de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora puede ser estimada de manera eficiente y precisa. Por ejemplo, la dosis eficaz de una persona que lleva puesto un delantal de plomo o equivalente al plomo y un protector de tiroides bajo condiciones de exposición representativas del personal médico que trabaja en radiología y/o cardiología intervencionista puede estimarse dentro de un intervalo de estimación del 40% al 160% de la dosis eficaz real, o incluso dentro de un intervalo de estimación del 50% al 150% de la dosis eficaz real subyacente a la estimación, o puede estimarse incluso según las realizaciones de la presente invención con un margen de subestimación de menos del 50% y un margen de sobreestimación de menos del 50%.

Aunque dichos márgenes de estimación pueden parecer bastante amplios, las realizaciones de la presente invención pueden conseguir una precisión de la estimación de dosis eficaz para las personas que llevan puestas prendas radioprotectoras, por ejemplo, tal como con una relación inversa a la incertidumbre máxima bajo una amplia gama de condiciones de exposición de radiación ionizante similares a las encontradas en radiología y/o cardiología intervencionista, que es mejor que la mayoría, e incluso puede ser mejor que todas, las metodologías de la técnica anterior para la estimación de la dosis eficaz basadas en dosimetría personal, incluyendo los procedimientos de estimación de la técnica anterior basados en un registro de datos de un dosímetro individual, incluyendo también los procedimientos de la técnica anterior basados en el registro de datos de múltiples dosímetros.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que puede obtenerse una estimación de la dosis eficaz a partir de mediciones recopiladas por un dosímetro diseñado de manera que las características de respuesta a dosis, por ejemplo, la dependencia de energía y/o la dependencia angular del registro de dosis, sean similares a las de la dosis eficaz de una persona que lleva puestas prendas radioprotectoras, por ejemplo, un delantal radioprotector y/o un collar protector de tiroides, bajo condiciones representativas de la exposición, por ejemplo, campos de radiación representativos, del personal médico que trabaja en radiología y cardiología intervencionista.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que se proporciona un dosímetro personal de cuerpo entero pasivo que es adecuado para la supervisión de la dosis eficaz del personal médico que trabaja en IR/IC.

45 Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la dosis eficaz de una persona puede supervisarse mediante un dosímetro personal que se lleva puesto en el cuerpo en una única ubicación predeterminada.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que un dosímetro según las realizaciones puede implementarse en un único dispositivo, por ejemplo, en oposición al uso de varios dispositivos dosimétricos que están sustancialmente desconectados mecánicamente, pero que, durante el uso, están dispuestos en una configuración espacial predeterminada, para la estimación de la dosis eficaz. Por lo tanto, una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que puede reducirse el riesgo de una mala colocación de un dosímetro en un conjunto de dosímetros a ser usados en combinación para estimar una dosis eficaz. Además, una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que se evitan los errores de estimación debidos a un posicionamiento relativo inexacto de un

conjunto de dosímetros o debidos a un intercambio inadvertido de los dosímetros en dicho conjunto.

El objetivo anterior se consigue mediante un procedimiento y un dispositivo según la presente invención.

En un primer aspecto, la presente invención se refiere a un sistema de dosimetría de radiación personal tal como se define en la reivindicación 1. Dicho sistema comprende un dosímetro de radiación personal para estimar una dosis eficaz

- 5 de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora. El dosímetro de radiación personal comprende un elemento de soporte estructural adaptado para su fijación a una superficie exterior de la prenda radioprotectora mientras se lleva puesta, de manera que una superficie posterior, por ejemplo, una superficie plana posterior, del elemento de soporte estructural esté orientada hacia el cuerpo del ser humano adulto y una superficie frontal, por ejemplo, una superficie frontal plana, del elemento de soporte estructural esté orientada alejándose del cuerpo del ser humano adulto.
- 10 El dosímetro personal comprende también al menos dos detectores de radiación ionizante fijados sobre o alojados en el elemento de soporte estructural. Cada detector de radiación ionizante tiene una respuesta a dosis sustancialmente diferente, por ejemplo, una respuesta a dosis diferente, como una función de una energía de los fotones y de un ángulo de incidencia de la radiación con respecto a una dirección de referencia. Esta dirección de referencia se dirige desde la superficie frontal hacia la superficie posterior, y puede ser perpendicular a una o a ambas de estas superficies.
- 15 Una combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los al menos dos detectores de radiación ionizante corresponde a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de múltiples condiciones de exposición de referencia.
- Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden al menos una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga en la dirección de referencia, una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con la dirección de referencia. Cada una de estas ondas de fotones planas tiene una distribución de energía que corresponde a una de las siguientes:
- a) una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 80 kV y
   filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-80, tal como se define en la norma ISO 4037-1,

b) una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1, y

30 c) una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1.

Según la presente invención, la prenda radioprotectora puede comprender un delantal radioprotector y un radioprotector de tiroides.

- 35 Según la presente invención, la respuesta a dosis de un primer detector de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante puede ser al menos cinco veces más alta que la respuesta a dosis de un segundo detector de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante para la radiación de fotones incidente que tiene energías de fotones en el intervalo de 20 keV a 30 keV.
- Según la presente invención, la respuesta a dosis del primer detector de radiación ionizante puede ser menor que tres
   veces más alta que la respuesta a dosis del segundo detector de radiación ionizante para la radiación de fotones incidente que tiene energías de fotones en el intervalo de 75 keV a 85 keV.

Según la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del primer detector (5) de radiación ionizante puede ser sustancialmente independiente del ángulo de incidencia con respecto a la dirección de referencia en un intervalo del ángulo de 0° a al menos 60°.

- 45 Según la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia puede ser mayor que o igual a 2,0 veces la respuesta por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para la radiación de fotones incidente de 60 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.
- Según la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para la radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia puede ser mayor que o igual a 1,4 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.

Según la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga en una dirección en un ángulo de 60° con respecto a dicha dirección de referencia puede ser menor que 1,5 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga en dicha dirección en dicho ángulo de 60° con respecto a la dirección de referencia.

Según la presente invención, cada detector de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación de una manera dependiente de la energía de los fotones y/o del ángulo de incidencia. El elemento sensible a la radiación y/o el filtro de radiación pueden ser diferentes para cada detector de radiación ionizante, con el fin de obtener dichas respuestas a dosis diferentes de los mismos.

Según la presente invención, el elemento sensible a la radiación pue

Según la presente invención, el elemento sensible a la radiación puede comprender un detector termoluminiscente, un detector radio-fotoluminiscente y/o un detector luminiscente estimulado ópticamente, o puede comprender otro tipo de detector de radiación pasivo.

Según la presente invención, el elemento sensible a la radiación puede comprender un detector de radiación activo, por ejemplo, un detector de diodo y/o un detector de almacenamiento directo de iones (Direct Ion Storage, DIS).

Según la presente invención, el filtro de un primer detector de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante puede estar adaptado para atenuar una radiación de fotones que tiene energías de fotones comprendidas en el intervalo de 20 keV a 40 keV en un factor de transmitancia comprendido en el intervalo de 0,20 a 0,60. El factor de transmitancia puede definirse como la relación de la intensidad de la radiación de fotones atenuada después de pasar por el filtro a la intensidad de la radiación de fotones incidente.

Según la presente invención, el filtro del primer detector de radiación ionizante puede comprender un material polimérico plástico.

Según la presente invención, el filtro de un segundo detector de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante puede estar adaptado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia con el fin de obtener una transmitancia de dicha radiación de fotones como una función de la energía de los fotones que es sustancialmente proporcional a la transmitancia de radiación de fotones como una función de la energía de los fotones a través de la prenda radioprotectora.

Según la presente invención, el filtro del segundo detector de radiación ionizante puede estar adaptado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo de la dirección de referencia y que tienen energías comprendidas en el intervalo de 50 keV a 60 keV en un factor de transmitancia comprendido en el intervalo de 0,02 a 0,25.

Según la presente invención, el filtro del segundo detector de radiación ionizante puede comprender un primer elemento de filtrado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo de la dirección de referencia antes de incidir sobre el elemento sensible a la radiación, y un segundo elemento de filtrado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo con la dirección de referencia, en el que este ángulo está comprendido en el intervalo de 45° a 80°.

Según la presente invención, el elemento de soporte estructural puede comprender un filtro de retrodispersión soportado por la superficie posterior o que forma al menos parte de la superficie posterior. Este filtro de retrodispersión puede estar adaptado para atenuar la radiación retrodispersada hacia los al menos dos detectores de radiación ionizantes por la prenda radioprotectora cuando el elemento de soporte estructural está fijado a la superficie exterior de la prenda radioprotectora.

40 radiopro

5

10

15

20

30

35

45

50

Según la invención, el sistema comprende también un dispositivo de procesamiento configurado para, por ejemplo, adaptado para y/o programado para, estimar una dosis eficaz registrada por el dosímetro de radiación personal mediante el cálculo de la combinación lineal predeterminada de dichos valores. El sistema puede comprender además un lector para leer el dosímetro de radiación personal. El lector está adaptado para determinar los valores representativos de la dosis recogida por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante. Según la presente invención, el dispositivo de procesamiento puede estar adaptado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores para obtener una estimación de la dosis eficaz, en el que esta estimación de la dosis eficaz puede tener una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,2 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución.

Según la presente invención, el dispositivo de procesamiento puede estar adaptado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores para obtener una estimación de la dosis eficaz, en el que esta estimación de la dosis

eficaz puede tener una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-120, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es propaga a lo largo de la dirección de referencia.

En un aspecto adicional, la presente invención se refiere también a un procedimiento de dosimetría de radiación personal, tal como se define en la reivindicación 14, para estimar una dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora. El procedimiento comprende posicionar al menos dos detectores de radiación ionizante sobre una superficie exterior de la prenda radioprotectora mientras se lleva puesta, de manera que cada uno de los al menos detectores de radiación ionizante esté separado una distancia de menos de 10 cm, por ejemplo, menos de 5 cm o incluso menos de 3 cm, del otro detector de radiación ionizante. Los al menos dos detectores de radiación ionizante tienen respuestas a dosis sustancialmente diferentes como una función de una energía de los fotones y de un

ángulo de incidencia de la radiación con respecto a una dirección de referencia. Esta dirección de referencia se dirige hacia el cuerpo del ser humano adulto, por ejemplo, puede corresponder a un ángulo de incidencia frontal con respecto al cuerpo. El procedimiento comprende además la detección de radiación ionizante por parte de estos detectores de radiación ionizante.

El procedimiento comprende también determinar los valores representativos de las dosis recogidas por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante. El procedimiento comprende además estimar una dosis eficaz recibida por el ser humano adulto mediante el cálculo de una combinación lineal predeterminada de dichos valores. Esta combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los al menos dos detectores de radiación ionizante corresponde a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de múltiples condiciones de exposición de referencia.

Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden al menos una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga en la dirección de referencia, una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con la dirección de referencia. Cada una de estas ondas de fotones planas tiene una distribución de energía que corresponde a una de las siguientes:

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 80 kV y
 filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-80, tal como se define en la norma ISO 4037-1,

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1, y

35 una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1.

En un procedimiento según las realizaciones de la presente invención, el cálculo de la combinación lineal predeterminada de los valores puede comprender una estimación de la dosis eficaz que tiene una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-120, tal como se define a continuación, y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.

45 Estos y otros aspectos de la invención serán evidentes a partir de y se aclararán con referencia a las realizaciones descritas a continuación.

#### Breve descripción de los dibujos

5

10

20

 Cuando, en los dibujos, los datos se representan mediante gráficos, los puntos de datos pueden estar conectados por líneas sólo para fines de visualización y, de esta manera, es posible que no correspondan exactamente a las mediciones
 reales o a los valores representativos en los puntos intermedios sobre dichas líneas entre los puntos de datos indicados, por ejemplo, los puntos extremos marcados de los segmentos de línea.

La Figura 1 muestra una dependencia de energía y una dependencia angular típicas de la respuesta a dosis por kerma en aire libre en aire de la dosis Hp(10) personal equivalente según el estándar establecido por la publicación ICRP 74 y

para un modelo simulado de un dosímetro Hp(10) personal basado en un detector termoluminiscente, tal como se conoce en la técnica.

La Figura 2 ilustra la dependencia de energía y angular de las respuestas a dosis por kerma en aire recibido por un dosímetro Hp(10) simulado, tal como se conoce en la técnica, cuando se coloca respectivamente debajo y sobre una placa de plomo de 0,5 mm.

La Figura 3 muestra un dosímetro de radiación personal según las realizaciones de la presente invención.

5

30

40

La Figura 4 muestra un dosímetro de radiación personal según las realizaciones de la presente invención cuando se fija a una prenda radioprotectora usada por un ser humano adulto, por ejemplo, para supervisar la dosis eficaz de radiación ionizante recibida por este ser humano.

- 10 La Figura 5 muestra los límites máximo y mínimo, correspondientes a un intervalo del 40% al 160% con respecto a la dosis eficaz, para la respuesta a dosis por kerma en aire incidente (D<sub>dosímetro</sub>/K<sub>aire</sub>) libre en aire de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención, para exposiciones a haces de fotones unidireccionales con un ángulo de incidencia de 0° que tienen respectivamente 15 espectros de calidad de rayos x diferentes.
- La Figura 6 muestra los límites máximo y mínimo, correspondientes a un intervalo del 40% al 160% con respecto a la dosis eficaz, para la respuesta a dosis por kerma en aire incidente (D<sub>dosímetro</sub>/K<sub>aire</sub>) libre en aire de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención, para exposiciones a haces de fotones unidireccionales con ángulos de incidencia entre -60º y +60º paralelos al plano transversal o al plano sagital del cuerpo y que tienen espectros de calidades de rayos x diferentes.
- La Figura 7 muestra una respuesta a dosis ejemplar por unidad de kerma en aire libre en el aire, como una función de la energía de los fotones y del ángulo de incidencia, de un primer detector de radiación ionizante en un dosímetro según una realización de la presente invención.

La Figura 8 muestra una respuesta a dosis ejemplar por unidad de kerma en aire libre en el aire, como una función de la energía de los fotones y del ángulo de incidencia, de un segundo detector de radiación ionizante en un dosímetro según una realización de la presente invención.

25 La Figura 9 muestra una respuesta a dosis ejemplar por unidad de kerma en aire libre en el aire, para diferentes calidades de radiación de fotones estándar y para diferentes ángulos de incidencia, de un primer detector de radiación ionizante en un dosímetro según una realización de la presente invención.

La Figura 10 muestra una respuesta a dosis ejemplar por unidad de kerma en aire libre en el aire, para diferentes calidades de radiación de fotones estándar y para diferentes ángulos de incidencia, de un segundo detector de radiación ionizante en un dosímetro según una realización de la presente invención.

La Figura 11 muestra un sistema de dosimetría de radiación personal según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 12 muestra un maniquí varón de computación de referencia ICRP, tal como se define en la publicación ICRP 110, equipado con un delantal de plomo y un collar tiroideo definidos matemáticamente, para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

35 La Figura 13 muestra una variación angular de los haces de fotones usados para el cálculo de una dosis eficaz, paralelos al plano transversal del cuerpo con ángulos  $\varphi$  de incidencia comprendidos entre +60°, 0° y -60°, para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

La Figura 14 muestra una variación angular de los haces de fotones usados para el cálculo de una dosis eficaz, paralelos al plano sagital del cuerpo para ángulos  $\vartheta$  de incidencia comprendidos entre -60°, 0° (AP) y +60°, para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

La Figura 15 muestra los coeficientes de dosis eficaz con prendas radioprotectoras de plomo por kerma en aire incidente para diferentes calidades de radiación de haces de fotones y ángulos de incidencia correspondientes a haces de fotones paralelos al plano transversal del cuerpo procedentes del lado derecho del cuerpo, proporcionados para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

- 45 La Figura 16 muestra los coeficientes de dosis eficaz con prendas radioprotectoras de plomo por kerma en aire incidente para diferentes calidades de radiación de haces de fotones y ángulos de incidencia correspondientes a haces de fotones paralelos al plano transversal del cuerpo procedentes del lado izquierdo del cuerpo, proporcionados para ilustrar las realizaciones de la presente invención.
- La Figura 17 muestra los coeficientes de dosis eficaz con prendas radioprotectoras de plomo por kerma en aire incidente 50 para diferentes calidades de radiación de haces de fotones y ángulos de incidencia correspondientes a haces de fotones

paralelos al plano sagital del cuerpo procedentes con ángulos positivos procedentes desde arriba con respecto al cuerpo, proporcionados para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

La Figura 18 muestra los coeficientes de dosis eficaz con prendas radioprotectoras de plomo por kerma en aire incidente para diferentes calidades de radiación de haces de fotones y ángulos de incidencia correspondientes a haces de fotones paralelos al plano sagital del cuerpo procedentes con ángulos positivos procedentes desde abajo con respecto al cuerpo, proporcionados para ilustrar las realizaciones de la presente invención.

La Figura 19 muestra un modelo de simulación para determinar la dependencia de energía y angular de la respuesta a dosis de un dosímetro Hp(10) tal como se conoce en la técnica, para condiciones de tipo sobre el delantal y debajo del delantal.

10 La Figura 20 muestra respuestas a dosis simuladas por kerma en aire, para diferentes calidades de rayos X y ángulos de incidencia, de un dosímetro Hp(10) tal como se conoce en la técnica, para condiciones de tipo sobre el delantal y debajo de delantal.

La Figura 21 muestra una relación entre la dosis obtenida con un factor de corrección de dosimetría simple propuesto por Huyskens et al. y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano transversal del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.

La Figura 22 muestra una relación entre la dosis obtenida con un factor de corrección de dosimetría simple propuesto por Huyskens et al. y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano sagital del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.

20 anteri

5

15

La Figura 23 muestra una relación entre la dosis obtenida con un factor de corrección de dosimetría doble propuesto por Rosenstein y Webster y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano transversal del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.

- La Figura 24 muestra una relación entre la dosis obtenida con un factor de corrección de dosimetría doble propuesto por Rosenstein y Webster y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano sagital del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.
- La Figura 25 muestra una relación entre la dosis obtenida con un algoritmo de dosimetría doble propuesto por Clerinx et. 30 al y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano transversal del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.

La Figura 26 muestra una relación entre la dosis obtenida con un algoritmo de dosimetría doble propuesto por Clerinx et. al y la dosis eficaz con prendas radioprotectoras debida a fotones paralelos al plano sagital del cuerpo, para ilustrar el rendimiento de las realizaciones de la presente invención con respecto a un procedimiento de la técnica anterior.

35 La Figura 27 muestra la dependencia de energía de la dosis absorbida por diferentes materiales de elemento sensibles a la radiación por kerma en aire incidente para haces de fotones monoenergéticos unidireccionales con energías comprendidas entre 20 y 120 keV, para ilustrar aspectos de las realizaciones de la presente invención.

La Figura 28 muestra un modelo de simulación para determinar la respuesta a dosis de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención.

40 La Figura 29 muestra la geometría y la configuración de un segundo detector que comprende un TLD de LiF:Mg,Ti y un elemento de filtro asociado para su uso en un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 30 muestra la geometría y la configuración de un primer detector que comprende un TLD de LiF:Mg,Ti y un elemento de filtro asociado para su uso en un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 31 muestra la dependencia de energía y angular de la dosis obtenida con un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención, para diferentes espectros de calidad de radiación estándar y diferentes ángulos de incidencia.

La Figura 32 ilustra la geometría simétrica en el plano transversal, así como en el plano sagital, de los detectores en un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención.

La Figura 33 muestra la relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico

simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano transversal del cuerpo con ángulos de incidencia positivos.

La Figura 34 muestra la relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano transversal del cuerpo con ángulos de incidencia negativos.

La Figura 35 muestra la relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos de incidencia positivos.

- La Figura 36 muestra la relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por un dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos de incidencia negativos.
- 15 La Figura 37 ilustra una relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por un dosímetro ejemplar usando detectores radiosensibles de tipo vidrio RPL y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X y diferentes ángulos de incidencia, proporcionados como un ejemplo comparativo para ilustrar las propiedades de las realizaciones de la presente invención.
- 20 La Figura 38 muestra la relación entre una estimación de dosis eficaz obtenida por otro dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención y la dosis eficaz de un ser humano adulto, en forma de un maniquí antropomórfico simulado, mientras lleva puestas prendas radioprotectoras de plomo, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos de incidencia negativos.
- Los dibujos son sólo esquemáticos y no son limitativos. En los dibujos, los tamaños de algunos de los elementos pueden estar exagerados y no dibujados a escala con propósitos ilustrativos.

Ningún signo de referencia en las reivindicaciones debería interpretarse como limitativo del alcance.

En los diferentes dibujos, los mismos signos de referencia se refieren a los mismos elementos o a elementos análogos.

#### Descripción detallada de las realizaciones ilustrativas

5

- La presente invención se describirá con respecto a realizaciones particulares y con referencia a ciertos dibujos, pero la invención no está limitada por los mismos, sino únicamente por las reivindicaciones. Los dibujos son sólo esquemáticos y no son limitativos. En los dibujos, los tamaños de algunos de los elementos pueden estar exagerados y no dibujados a escala con propósitos ilustrativos. Las dimensiones y las dimensiones relativas no corresponden a las reducciones reales para llevar a la práctica la invención.
- Además, los términos primero, segundo, tercero y similares en la descripción y en las reivindicaciones se usan para distinguir entre elementos similares y no necesariamente para describir una secuencia, ya sea temporal, espacial, en una clasificación o de cualquier otra manera. Debe entenderse que los términos usados de esta manera son intercambiables bajo circunstancias apropiadas y que las realizaciones de la invención descritas en la presente memoria pueden funcionar en otras secuencias distintas a las descritas o ilustradas en la presente memoria.
- Además, los términos sobre, debajo y similares en la descripción y en las reivindicaciones se usan con propósitos descriptivos y no necesariamente para describir las posiciones relativas. Debe entenderse que los términos usados de esta manera son intercambiables bajo circunstancias apropiadas y que las realizaciones de la invención descritas en la presente memoria pueden funcionar en otras orientaciones distintas a las descritas o ilustradas en la presente memoria.
- Cabe señalar que la expresión "que comprende", usada en las reivindicaciones, no debería interpretarse como restringida a los medios enumerados a continuación; no excluye otros elementos o etapas. De esta manera, debe interpretarse como que especifica la presencia de las características, números enteros, etapas o componentes enumerados a los que se hace referencia, pero no excluye la presencia o adición de una o más de otras características, números enteros, etapas o componentes, o grupos de los mismos. De esta manera, el alcance de la expresión "un dispositivo que comprende medios A y B" no debería limitarse a dispositivos que consisten solo en los componentes A y B. Significa que, con respecto a la presente invención, los únicos componentes relevantes del dispositivo son A y B.
- 50 La referencia a lo largo de la presente memoria descriptiva a "una realización" o "una forma de realización" significa que un rasgo, estructura o característica concreta descrita en conexión con la realización está incluida en al menos una

realización de la presente invención. De esta manera, las apariciones de las frases "en una realización" o "en una forma de realización" en diversos lugares a lo largo de la presente memoria descriptiva no se refieren necesariamente todas ellas a la misma realización, pero podrían hacerlo. Además, los rasgos, estructuras o características particulares pueden combinarse de cualquier manera adecuada, tal como será evidente para una persona experta en la materia a partir de esta descripción, en una o más realizaciones.

De manera similar, debería apreciarse que, en la descripción de las realizaciones ejemplares de la invención, en ocasiones diversas características de la invención se agrupan entre sí en una única realización, figura o descripción de las mismas con el propósito de optimizar la descripción y ayudar a la comprensión de uno o más de los diversos aspectos de la invención. Sin embargo, este procedimiento de descripción no debe interpretarse como que refleja una intención de que la invención reivindicada requiere más características que las citadas expresamente en cada reivindicación. En cambio, tal como reflejan las siguientes reivindicaciones, los aspectos de la invención recaen en menos de todas las características de una única realización descrita anteriormente. De esta manera, las reivindicaciones que siguen a la descripción detallada se incorporan expresamente a esta descripción detallada, representando cada reivindicación una realización separada de esta invención.

5

10

50

- 15 Además, aunque algunas realizaciones descritas en la presente memoria incluyen algunas, pero no todas, de las características incluidas en otras realizaciones, se pretende que las combinaciones de características de las diferentes realizaciones estén incluidas dentro del alcance de la invención y que formen realizaciones diferentes, tal como entenderán las personas expertas en la materia. Por ejemplo, en las reivindicaciones siguientes, puede utilizarse cualquiera de las realizaciones reivindicadas en cualquier combinación.
- 20 En la descripción proporcionada en la presente memoria, se establecen numerosos detalles específicos. Sin embargo, se entiende que las realizaciones de la invención pueden llevarse a la práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, los procedimientos, estructuras y técnicas bien conocidas no se han mostrado en detalle con el fin de no oscurecer a comprensión de la presente descripción.
- Cuando, en realizaciones de la presente invención, se hace referencia a un "dosímetro personal de cuerpo entero" o un "dosímetro personal", este se refiere específicamente a un dosímetro personal adecuado para estimar una dosis de cuerpo entero, por ejemplo, una dosis eficaz.

Cuando, en realizaciones de la presente invención, se hace referencia a una dosis de cuerpo entero o a una dosis eficaz, esto se refiere a una suma ponderada por tejido de dosis equivalentes en múltiples tejidos y órganos predeterminados del cuerpo. De esta manera, la dosis eficaz es representativa de un riesgo estocástico para la salud de una cantidad de radiación ionizante recibida por el cuerpo de manera global. De esta manera, una dosis eficaz tiene en cuenta la sensibilidad específica de cada una de las partes predeterminadas del cuerpo a la radiación ionizante. De esta manera, la dosis eficaz en el sentido de la especificación ICRP 103 de 2007, pero también a las sumas ponderadas por tejido de dosis equivalentes similares, por ejemplo, tal como se define en ICRP 60 de 1990, o en ICRP 26 de 1977. Asimismo, la referencia a dosis eficaz en las realizaciones de la presente invención puede referirse también a una dosis H<sub>E</sub> eficaz equivalente, por ejemplo, tal como se hace referencia en la regulación NRC de Estados Unidos 10 CFR 20 1003.

En un primer aspecto, la presente invención se refiere a un sistema de dosimetría de radiación personal que comprende un dosímetro de radiación personal para estimar una dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora, por ejemplo, un usuario humano adulto que lleva puestas prendas radioprotectoras. El dosímetro

- 40 comprende un elemento de soporte estructural para su fijación a la prenda radioprotectora mientras se lleva puesto y al menos dos detectores de radiación ionizante que tienen diferentes respuestas a dosis como una función de la energía y del ángulo de incidencia con respecto a una dirección de referencia. Una combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los detectores corresponde a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de múltiples exposiciones de referencia que comprenden
- 45 respectivamente exposiciones de ondas de fotones planas a lo largo de la dirección de referencia, en un ángulo de 45° y en un ángulo de 60° con la dirección de referencia, en el que cada onda plana tiene una distribución de energía correspondiente a una de las siguientes:

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 80 kV y filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-80, tal como se define en la norma ISO 4037-1,

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1, y

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1.

Por ejemplo, cada una de estas ondas de fotones planas puede tener una distribución de energía correspondiente a la calidad W-80 definida por la norma ISO 4037-1.

De esta manera, un dosímetro según las realizaciones de la presente invención puede usarse para estimar la dosis eficaz de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora, tal como un delantal de plomo con una protección tiroidea, con una sobreestimación inferior o igual al +60% y una subestimación inferior o igual al -60%, por ejemplo, bajo condiciones de exposición representativas de personal médico que trabaja en radiología y cardiología intervencionista.

El dosímetro de radiación personal que es parte de la presente invención puede ser particularmente adecuado para estimar la dosis eficaz del personal médico que lleva puesta al menos una prenda radioprotectora, por ejemplo, en forma de un delantal, por ejemplo, una dosis eficaz de radiación ionizante recibida mientras se realizan actividades laborales en radiología intervencionista o cardiología intervencionista. El dosímetro de radiación personal según las realizaciones de la presente invención puede ser particularmente adecuado para estimar la dosis eficaz de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora, por ejemplo, un delantal de plomo y una protección tiroidea, correspondiendo esta dosis eficaz a una cantidad de radiación recibida bajo condiciones de exposición representativas del personal médico que
 15

- 15 trabaja en radiología y cardiología intervencionista. En particular, el dosímetro de radiación personal puede ser adecuado para estimar la dosis eficaz bajo dichas condiciones de irradiación representativas con una sobreestimación menor o igual al 60% y una subestimación menor o igual al 60%, por ejemplo, de manera que la estimación de la dosis eficaz esté dentro del intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz real, por ejemplo, en el intervalo del 50% al 150% de la misma, bajo dichas condiciones de exposición representativas.
- Por ejemplo, los al menos dos detectores de radiación ionizante pueden estar configurados de manera que, por ejemplo, puedan estar adaptados en forma y composición, por ejemplo, puedan estar adaptados en su geometría espacial y composición material, de manera que una combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los detectores corresponda a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de múltiples exposiciones de referencia que comprenden respectivamente exposiciones a ondas de fotones planas a lo largo de la dirección de referencia, en un ángulo de 45° y en un ángulo de 60° con la dirección de referencia, en el que cada onda plana tiene una distribución de energía correspondiente a la calidad W-80 definida por la norma ISO 4037-1.

Un dosímetro 1 de radiación personal que forma parte de la presente invención se muestra en la Figura 3. Este dosímetro de radiación personal está adaptado específicamente para estimar una dosis eficaz de un ser 12 humano 30 adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora, por ejemplo, tal como se ilustra en la Figura 4. La dosis eficaz puede ser una dosis de radiación eficaz correspondiente a una cantidad de radiación externa depositada sobre el cuerpo del ser 12 humano adulto. La radiación externa puede referirse a una radiación originada desde una fuente en el exterior del cuerpo del ser 12 humano adulto. Esta radiación externa puede comprender, por ejemplo, radiación de fotones, por ejemplo, radiación de fotones que comprende, o que consiste en, energías fotónicas inferiores a 200 keV, por ejemplo, 35 radiación de fotones que consiste sustancialmente en fotones que tienen energías inferiores a 150 keV, o incluso inferiores a 100 keV. La radiación externa puede comprender, por ejemplo, radiación dispersa, por ejemplo, producida por la dispersión de una calidad de radiación primaria obtenida por un generador de rayos X, por ejemplo, tal como se usa en la obtención de imágenes médicas, tal como un tubo de rayos X que tiene una energía máxima inferior a 200 keV, en un volumen que consiste sustancialmente en material de bajo número atómico (Z), por ejemplo, correspondiente a un 40 cuerpo de un paciente.

La prenda radioprotectora puede actuar como una protección contra la radiación para una parte predeterminada del cuerpo, por ejemplo, la prenda radioprotectora puede ser un delantal con o sin un collar de protección tiroideo. La prenda radioprotectora puede comprender, por ejemplo, un delantal 11 radioprotector y un escudo 13 radioprotector tiroideo.

La prenda radioprotectora puede comprender un delantal radioprotector que tiene la forma de un delantal de hospital, que puede comprender plomo u otro fuerte absorbedor de radiación, por ejemplo, un material altamente atenuante diferente o un material compuesto para atenuar la radiación de rayos X. El delantal radioprotector puede tener, por ejemplo, un espesor de plomo, o un espesor equivalente al plomo, comprendido en el intervalo de 0,2 mm a 1,0 mm, por ejemplo, un espesor de plomo o un espesor equivalente al plomo de 0,5 mm, de 0,35 mm, de 0,475 mm, de 0,42 mm, de 0,25 mm o de 0,2 mm. Un espesor equivalente al plomo puede referirse a un delantal radioprotector que atenúa una fracción de la radiación ionizante incidente sobre el mismo que equivale a la fracción que sería absorbida por una capa de plomo que tiene el espesor indicado.

De esta manera, puede reducirse la exposición de los órganos vitales a la radiación ionizante. La prenda radioprotectora puede comprender también un collar tiroideo, por ejemplo, que comprende plomo u otro fuerte absorbedor de radiación, para reducir una exposición de la glándula tiroides a la radiación ionizante mientras está siendo usado. La prenda radioprotectora puede comprender una combinación de delantal radioprotector y collar protector tiroideo. Sin embargo, la prenda radioprotectora puede comprender también, de manera alternativa o adicional, otros artículos que pueden

llevarse puestos adaptados específicamente para reducir la exposición a la radiación de partes predeterminadas del cuerpo, por ejemplo, gafas radioprotectoras para proteger los ojos o una correa radioprotectora para proteger las gónadas.

- El dosímetro puede estar adaptado para estimar la dosis eficaz mediante su adaptación para registrar múltiples 5 cantidades relacionadas con la dosis, de manera que pueda calcularse una dosis eficaz del ser humano adulto teniendo en cuenta estas cantidades. El dosímetro puede estar adaptado para estimar la dosis eficaz teniendo en cuenta específicamente el efecto radioprotector de la prenda radioprotectora al estimar la dosis, por ejemplo, el dosímetro puede estar configurado específicamente de manera que permita el cálculo de la dosis eficaz de un ser humano adulto teniendo en cuenta las propiedades radioprotectoras predeterminadas de una prenda radioprotectora a usar en combinación con 10 el dosímetro.

El dosímetro 1 de radiación personal que forma parte de la presente invención comprende un elemento 2 de soporte estructural, por ejemplo, una carcasa o un recinto, una placa de soporte o un bastidor de soporte. El elemento 2 de soporte estructural puede ser una caja cerrada, cerrada pero abrible de manera reversible o abierta o puede ser incluso sustancialmente bidimensional, por ejemplo, sustancialmente plano. El elemento 2 de soporte estructural puede ser un elemento conectado individualmente cuando está en uso, por ejemplo, puede estar conectado al menos individualmente

- 15 cuando se fija a una prenda radioprotectora con el fin de supervisar una dosis eficaz de la persona que lleva puesta dicha prenda.
- El elemento 2 de soporte estructural está adaptado para fijarse a una superficie exterior de la prenda radioprotectora mientras se lleva puesto. Por ejemplo, el elemento de soporte estructural puede comprender un clip para fijarlo a la 20 prenda, o puede comprender otros medios de fijación. La superficie exterior de la prenda radioprotectora se refiere a una superficie de la prenda que se dirige hacia el exterior con respecto al usuario mientras está siendo usada. De manera alternativa, el elemento de soporte estructural puede estar adaptado para fijarse a la superficie exterior de la prenda radioprotectora al estar dimensionado para encajar en un bolsillo cosido a o si no provisto sobre la prenda radioprotectora.
- 25 El elemento 2 de soporte estructural está adaptado para su fijación a la superficie exterior de la prenda radioprotectora mientras está siendo usado, de manera que una superficie 7 posterior del elemento 2 de soporte estructural esté orientada hacia el cuerpo del ser humano adulto mientras usa la prenda radioprotectora y una superficie 3 frontal del elemento 2 de soporte estructural esté orientada alejándose del cuerpo del ser humano adulto.
- Una dirección 4 de referencia se define desde la superficie frontal a la superficie posterior, por ejemplo, de manera que 30 corresponda a un eje anterior-posterior del cuerpo del ser humano adulto cuando el dosímetro está fijado a la prenda radioprotectora mientras está siendo usado. Esta dirección 4 de referencia puede ser, por ejemplo, perpendicular a la superficie posterior y/o perpendicular a la superficie frontal, y puede estar orientada desde la superficie frontal hacia la superficie posterior. La dirección de referencia puede corresponder también a un eje de simetría del elemento 2 de soporte estructural, por ejemplo, en el caso de un elemento de soporte estructural cilíndrico simétrico que actúa como 35 carcasa para los detectores 5, 6 de radiación ionizante. La dirección de referencia puede corresponder, por ejemplo, a un eje principal del elemento de soporte estructural, por ejemplo, la dirección de un vértice de un elemento de soporte estructural conformado como una caja rectangular.

El elemento de soporte estructural puede ser, por ejemplo, una carcasa sustancialmente inflexible, por ejemplo, realizada en un material sustancialmente inelástico, por ejemplo, de manera que proporcione una protección mecánica a los detectores alojados en dicha carcasa.

De esta manera, un dosímetro de radiación personal que forma parte de la presente invención puede comprender un único recinto o carcasa. Por ejemplo, una ventaja de las realizaciones es que el dosímetro puede posicionarse en una única ubicación predefinida sobre la prenda radioprotectora, para proporcionar una buena estimación de la dosis eficaz sin necesidad de dosímetros adicionales colocados en ubicaciones adicionales durante la exposición. De esta manera, pueden evitarse de manera ventajosa los errores de estimación debidos a un posicionamiento relativo inexacto de los múltiples dosímetros. Además, el uso de dicho dosímetro según las realizaciones puede ser menos complejo en comparación con los procedimientos de estimación de dosis eficaz basados en múltiples lecturas de dosímetro. Esto reduce también el riesgo de un intercambio accidental de dosímetros individuales en un conjunto, tal como se usa en los procedimientos de estimación de dosis eficaz de la técnica anterior, invalidando de esta manera la medición recogida, y el riesgo de perder u olvidar uno de los dosímetros en dicho conjunto.

En las realizaciones según la presente invención, el elemento 2 de soporte estructural puede comprender un filtro de retrodispersión que está soportado por la superficie posterior, o que forma la superficie 7 posterior, o que forma una parte de la superficie 7 posterior. Este filtro de retrodispersión está adaptado para atenuar la radiación que es retrodispersada hacia los al menos dos detectores de radiación ionizante por la prenda radioprotectora cuando el elemento 2 de soporte estructural está fijado a la superficie exterior de la prenda radioprotectora. Por ejemplo, dicho filtro de retrodispersión puede comprender una placa o un elemento similar a una placa, y puede estar compuesto de cobre, por ejemplo, el filtro

55

40

45

de retrodispersión puede comprender una capa de cobre de al menos 1 mm, por ejemplo, que tiene un espesor comprendido en el intervalo de 1 mm a 3 mm, por ejemplo, 2 mm.

El dosímetro 1 según las realizaciones comprende también al menos dos detectores 5, 6 de radiación ionizante alojados en o fijados al elemento 2 de soporte estructural. Cada uno de estos detectores de radiación ionizante tiene una respuesta a dosis diferente a la de los otros detectores de radiación ionizante, en los que la respuesta a dosis se representa como una función dependiente de la energía de los fotones y de un ángulo de incidencia de la radiación con respecto a la dirección 4 de referencia.

En un dosímetro 1 según las realizaciones de la presente invención, cada detector 5, 6 de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación de una manera dependiente de la energía de los fotones y/o del ángulo de incidencia. El elemento sensible a la radiación y/o el filtro de radiación pueden diferir además para cada detector de radiación ionizante, con el fin de obtener las diferentes respuestas a dosis de los mismos.

Por ejemplo, el elemento sensible a la radiación puede comprender al menos un detector pasivo. Por ejemplo, el elemento sensible a la radiación puede comprender un detector termoluminiscente (Thermo-Luminiscent Detector, TLD), par ejemplo, que comprende un material de fluerure de litie tel como Lic Martine Lic Martine Lic Martine de litie tel como Lic Martine Lic Martine de litie tel como Lic

- 15 por ejemplo, que comprende un material de fluoruro de litio tal como LiF:Mg,Ti. El elemento sensible a la radiación, por ejemplo, el al menos un detector dosimétrico, puede comprender un detector luminiscente estimulado ópticamente (Optically Stimulated Luminiscent Detector, OSLD), por ejemplo, que comprende un material de óxido de aluminio, tal como Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C. El elemento sensible a la radiación puede comprender al menos un detector radio-fotoluminiscente (Radio-Photoluminiscent, RPL), por ejemplo, un material de vidrio radio-fotoluminiscente.
- 20 De manera alternativa o adicional, el elemento sensible a la radiación puede comprender un detector de radiación activo, tal como un detector de diodo o un detector de almacenamiento directo de iones (Direct Ion Storage, DIS).

Los al menos dos detectores 5, 6 de radiación ionizante están configurados de manera que una combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los detectores de radiación ionizante corresponda a una estimación de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto, en el que esta estimación de la dosis eficaz es una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz real para cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia. Preferiblemente, en las realizaciones según la presente invención, la estimación de la dosis eficaz es una estimación en el intervalo del 50% al 150% de la dosis eficaz fáctica para cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia.

- Cabe señalar que la combinación lineal predeterminada se aplica a las lecturas de dosis de detector de los detectores de 30 un dosímetro simple, por ejemplo, alojados o fijados a un único elemento de soporte de un dosímetro simple. Los procedimientos conocidos de la técnica anterior pueden ser conocidos por aplicar una combinación lineal a las lecturas de dosis obtenidas desde múltiples dosímetros, por ejemplo, uno posicionado sobre la prenda radioprotectora y uno posicionado debajo de la prenda radioprotectora durante el uso. Por lo tanto, uno de dichos dosímetros según un procedimiento de la técnica anterior es filtrado siempre por una capa adicional de material formada por la prenda radioprotectora. Al proporcionar al menos dos detectores con diferentes respuestas a dosis en un único dosímetro, según 35 las realizaciones de la presente invención, se proporcionan varias ventajas. Deberá quedar claro que esto proporciona una mayor facilidad de uso y un menor riesgo de uso incorrecto y de colocación errónea. También es evidente que esto puede proporcionar ventajas en términos de fabricación, manipulación y lectura automática. Sin embargo, puede encontrarse otra ventaja importante en el sentido de que puede usarse al menos un grado de libertad adicional para 40 optimizar la estimación de dosis eficaz obtenida por la lectura del dosímetro. Cuando en el procedimiento de la técnica anterior de dosimetría doble, un dosímetro tiene una respuesta que puede estar limitada inevitablemente por la atenuación de la radiación por la prenda radioprotectora antes de que incida sobre el dosímetro, en las realizaciones de la presente invención, un detector en el único dosímetro puede estar optimizado para tener una respuesta diferente, aunque puede compartir algunas cualidades, tales como ser fuertemente filtrado, con el fin de obtener una mejor
- 45 estimación de la dosis eficaz.

Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden una exposición a una onda de fotones plana, por ejemplo, un haz de fotones unidireccional, que se propaga en la dirección 4 de referencia, por ejemplo, tal como se indica en las múltiples flechas 4 en Figura 4. Además, esta onda de fotones plana tiene una distribución de energía correspondiente a una calidad de radiación de rayos X obtenida mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 80 kV cuando se filtra por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de Al. Esta calidad de radiación de rayos X corresponde al espectro de rayos X ancho W-80 según lo definido por la norma ISO 4037-1.

Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden también una exposición a una onda de fotones plana, por ejemplo, un haz de fotones unidireccional, que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45<sup>o</sup> con relación a la dirección 4 de referencia. Por ejemplo, el ángulo de 45<sup>o</sup> puede ser un ángulo de 45<sup>o</sup> hacia el lado izquierdo del cuerpo del ser humano adulto, un ángulo de 45<sup>o</sup> hacia el lado derecho del cuerpo, un ángulo de 45<sup>o</sup> en la dirección superior del cuerpo. Además, esta onda de fotones plana tiene una

55

50

5

10

distribución de energía como a la que se ha hecho referencia anteriormente en la presente memoria, es decir, la calidad de radiación de rayos X correspondiente al espectro de rayos X ancho W-80 según lo definido por la norma ISO 4037-1.

Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden también una exposición a una onda de fotones plana, por ejemplo, un haz de fotones unidireccional, que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con relación a la dirección 4 de referencia. Por ejemplo, el ángulo de 60° puede ser un ángulo de 60° hacia el lado izquierdo del cuerpo del ser humano adulto, un ángulo de 60° hacia el lado derecho del cuerpo, un ángulo de 60° en la dirección superior del cuerpo. Además, esta onda de fotones plana tiene una distribución de energía como a la que se ha hecho referencia anteriormente en la presente memoria, es decir, la calidad de radiación de rayos X correspondiente al espectro de rayos X ancho W-80 según lo definido por la norma ISO 4037-1.

Además, las múltiples condiciones de exposición de referencia pueden comprender otras condiciones de exposición, por ejemplo, correspondientes a otras calidades del haz u otros ángulos de incidencia. Por ejemplo, la siguiente tabla de calidades de rayos X puede usarse al definir las condiciones de exposición de referencia: la serie de espectros Estrecho (N) y Ancho (W) definidos por la norma ISO 4037-1 y la serie RQR definida por la norma IEC 61267. Las energías máximas de estas series están comprendidas entre 30 keV y 120 keV. Las energías medias, tabuladas con propósitos informativos, pueden calcularse a partir de espectros de rayos X que pueden obtenerse usando el generador de espectros contenido en el Informe 78 de IPEM.

Calidad	Voltaje de tubo (keV)	Filtrado			Energía media (fluencia) (keV)
		Sn (mm)	Cu (mm)	AI (mm)	
N-30	30	-	-	4,00	24,3
N-40	40	-	0,21	4,00	32,9
N-60	60	-	0,60	4,00	47,5
N-80	80	-	2,00	4,00	64,8
N-100	100	-	5,00	4,00	83
N-120	120	1,00	5,00	4,00	100,4
W-60	60	-	0,30	4,00	44,6
W-80	80	-	0,50	4,00	56,5
W-110	110	-	2,00	4,00	79,1
RQR2	40	-	-	2,49	28
RQR4	60	-	-	2,68	36,4
RQR6	80	-	-	2,99	44,3
RQR7	90	-	-	3,18	48
RQR8	100	-	-	3,36	51,4
RQR9	120	-	-	3,73	57,4

20

25

5

Como ejemplo, no limitándose las realizaciones de la presente invención al mismo, a continuación, se describe la dosis eficaz de un modelo antropomórfico humano adulto que lleva puesto un delantal radioprotector basado en plomo y un escudo de protección tiroidea, para las condiciones de exposición de referencia descritas anteriormente y una gama adicional de condiciones de referencia adecuadas. El espesor efectivo del delantal radioprotector basado en plomo era de 0,5 mm de Pb, sin embargo, las realizaciones de la presente invención se aplicarían también a diferentes espesores, diferentes composiciones de delantales y diferentes tipos de prendas radioprotectoras, por ejemplo, mediante la aplicación de valores de dosis eficaz de referencia adecuados como una función de la energía y del ángulo de incidencia, tal como puede conocerse en la técnica o puede obtenerse fácilmente mediante experimentos simples o simulaciones. La Figura 5 muestra los límites máximo y mínimo, correspondientes al intervalo del 40% al 160% especificado anteriormente en la presente memoria, para la respuesta a dosis del dosímetro, por ejemplo, de la combinación lineal predeterminada aplicada a las lecturas del detector, por kerma en aire incidente (D<sub>dosímetro</sub>/K<sub>aire</sub>) para exposiciones a haces de fotones unidireccionales con un ángulo de incidencia de 0<sup>o</sup> para 15 espectros de calidad de rayos x diferentes.

La respuesta a dosis del dosímetro según las realizaciones de la presente invención, por ejemplo, la salida de la combinación lineal predeterminada de las lecturas de detector, está dentro del ±60% del valor de la dosis eficaz para las mismas condiciones de exposición, por ejemplo, para una geometría de irradiación de 0º con haces de fotones

unidireccionales con una de las calidades de rayos X indicadas. Esto significa que la sobreestimación y subestimación máxima posible de la dosis eficaz con un dosímetro 1 según las realizaciones son respectivamente +60% y -60%, siempre y cuando las condiciones de referencia puedan generalizarse suficientemente a las condiciones de exposición típicas encontradas por el ser humano adulto durante el uso del dosímetro.

- 5 Los mismos límites máximo y mínimo relativos a la dosis eficaz se muestran en la Figura 6 para exposiciones a haces de fotones con ángulos de incidencia entre -60° y +60° paralelos al plano transversal o al plano sagital del cuerpo, y para diferentes calidades de espectros de rayos X con energía máxima comprendida entre 30 y 120 keV. El ángulo ψ puede interpretarse como el ángulo ψ de incidencia de un haz de fotones paralelo al plano transversal del cuerpo o como el ángulo θ de incidencia de un haz de fotones paralelo al plano transversal del cuerpo o como el ángulo θ de incidencia de un haz de fotones paralelo al plano sagital del cuerpo.
- Los valores de la dosis eficaz por unidad de kerma en aire incidente, en este ejemplo relacionados con un dosímetro según las realizaciones para estimar una dosis eficaz de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora en forma de un delantal radioprotector de plomo de 0,5 mm y un escudo de protección tiroidea, se proporcionan en un tabla a continuación para haces de fotones unidireccionales con diferentes calidades de radiación estándar, paralelos al plano transversal del cuerpo y con un ángulo Φ de incidencia. Los ángulos negativos y positivos corresponden a haces de fotones procedentes desde el lado izquierdo y derecho del cuerpo, respectivamente.

Calidad de radiación	Ángulo de incidencia ( $\phi$ )						
	-60°	-45°	0°	45°	60°		
N-30	0,015	0,014	0,011	0,013	0,013		
N-40	0,042	0,038	0,028	0,033	0,037		
N-60	0,111	0,096	0,074	0,082	0,093		
N-80	0,229	0,222	0,232	0,195	0,194		
N-100	0,319	0,330	0,361	0,296	0,276		
N-120	0,278	0,272	0,278	0,242	0,240		
W-60	0,093	0,081	0,061	0,069	0,079		
W-80	0,165	0,153	0,144	0,133	0,139		
W-110	0,283	0,286	0,305	0,254	0,244		
RQR2	0,023	0,020	0,016	0,019	0,020		
RQR4	0,046	0,041	0,031	0,036	0,040		
RQR6	0,078	0,070	0,060	0,061	0,066		
RQR7	0,097	0,090	0,083	0,079	0,083		
RQR8	0,115	0,108	0,102	0,095	0,098		
RQR9	0,143	0,136	0,131	0,120	0,122		

Los valores de la dosis eficaz por unidad de kerma en aire incidente, en este ejemplo relacionados con un dosímetro según las realizaciones para estimar una dosis eficaz de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora en forma de un delantal radioprotector de plomo de 0,5 mm y un escudo de protección tiroidea, se proporcionan en un tabla a continuación para haces de fotones unidireccionales con diferentes calidades de radiación estándar, paralelos al plano sagital del cuerpo y con un ángulo θ de incidencia. Los ángulos negativos y positivos corresponden a haces de fotones procedentes desde debajo y desde arriba, respectivamente.

Calidad de radiación		Ángulo de incidencia ( $\theta$ )							
	-60°	-45°	45°	60°					
N-30	0,008	0,010	0,011	0,013	0,010				
N-40	0,019	0,023	0,028	0,032	0,026				
N-60	0,043	0,053	0,074	0,076	0,060				
N-80	0,082	0,126	0,232	0,175	0,123				

Calidad de radiación	Ángulo de incidencia ( $\theta$ )						
	-60°	-45°	0°	45°	60°		
N-100	0,127	0,202	0,361	0,267	0,186		
N-120	0,109	0,162	0,278	0,224	0,164		
W-60	0,037	0,045 0		0,065	0,051		
W-80	0,060	0,085	0,144	0,120	0,088		
W-110	0,110	0,171	0,305	0,230	0,162		
RQR2	0,012	0,014	0,016	0,018	0,015		
RQR4	0,020	020 0,025 0,031		0,034	0,027		
RQR6	0,035	0,040	0,060	0,057	0,043		
RQR7	0,038	0,052	0,083	0,073	0,054		
RQR8	0,045	0,063	0,102	0,087	0,064		
RQR9	0,055	0,079	0,131	0,109	0,080		

La combinación lineal predeterminada puede corresponder, por ejemplo, a un ajuste de mínimos cuadrados, o a una optimización numérica alternativa, de los coeficientes de ponderación para las respuestas a dosis en la combinación lineal, con el fin de obtener una estimación dentro del intervalo del 40% al 160% de una dosis eficaz determinada experimentalmente. Por ejemplo, los experimentos con un maniquí antropomórfico humano físico o simulaciones por ordenador con un modelo de maniquí antropomórfico numérico, incluyendo una prenda radioprotectora física o un modelo de simulación de la misma, pueden usarse para determinar los valores de dosis eficaces para cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia, como una dosis eficaz de referencia a ser estimada por la combinación lineal.

5

20

25

30

Una ventaja del uso de al menos dos detectores de radiación ionizante que tienen respuestas a dosis diferentes, como una función que depende de la energía de los fotones y de un ángulo de incidencia de radiación, es que es posible obtener una combinación lineal de las respuestas a dosis de los detectores de radiación ionizante que estima la dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora dentro de límites de estimación ajustados para una serie de condiciones de irradiación representativas.

Al introducir suficiente variación en la respuesta a dosis como una función de la energía de los fotones y del ángulo de incidencia, por ejemplo, mediante simple ensayo y error, y al permitir una serie de detectores lo suficientemente grande, puede producirse una combinación lineal de la lectura de dosis que proporciona una buena estimación de la dosis eficaz.

Además, las realizaciones específicas de la presente invención pueden comprender de manera ventajosa solo dos detectores mediante la selección de la respuesta a dosis como una función de la energía y del ángulo de incidencia, tal como se describe más adelante. No obstante, será evidente para la persona en la técnica que la adición de más de dos detectores puede mejorar adicionalmente la estimación de la dosis eficaz, por ejemplo, a un mayor coste material y de lectura.

En las realizaciones según la presente invención, la respuesta a dosis de un primer detector 5 de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante puede ser al menos cinco veces más alta que la respuesta a dosis de un segundo detector 6 de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente que tiene energías de fotones en el intervalo de 20 keV a 40 keV, por ejemplo, ondas de fotones planas que tienen energías en este intervalo y que se propagan a lo largo de la dirección 4 de referencia. Además, la respuesta a dosis del primer detector 5 de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente con energías de fotones en el intervalo de 75 keV a 85 keV, por ejemplo, ondas de fotones planas que tienen esta distribución de energía y que se propagan a lo largo de la dirección 4 de referencia. De esta manera, el primer detector de radiación ionizante, mientras que la respuesta del segundo detector de radiación ionizante puede ser relativamente más fuerte para las energías más altas que para las energías más bajas, de manera que para las energías más altas su sensibilidad puede ser todavía menor, pero más cercana a la del primer detector de radiación ionizante.

35 En las realizaciones según la presente invención, la respuesta a dosis de un primer detector 5 de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante puede ser al menos cinco veces más alta que la respuesta a dosis de un segundo detector 6 de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante para una radiación

de fotones incidente que tiene un espectro de rayos X como el definido por el espectro estrecho N-30 y/o N-40 de la norma ISO 4037-1, tal como se ha hecho referencia anteriormente, por ejemplo, ondas de fotones planas que tienen dicha distribución de energía y que se propagan a lo largo de la dirección 4 de referencia. Además, la respuesta a dosis del primer detector 5 de radiación ionizante puede ser menos de tres veces más alta que la respuesta a dosis del

- 5 segundo detector 6 de radiación ionizante para la radiación de fotones incidente que tiene un espectro de rayos X como el definido por el espectro estrecho N-100 de la norma ISO 4037-1, por ejemplo, ondas de fotones planas que tienen dicha distribución de energía y que se propagan a lo largo de la dirección 4 de referencia. De esta manera, el primer detector de radiación ionizante puede ser más sensible en el intervalo más bajo de las energías de rayos X, mientras que la respuesta del segundo detector de radiación ionizante puede ser relativamente más fuerte para las energías más altas
- 10 que para las energías más bajas, en comparación con el primer detector de radiación ionizante.

15

20

25

30

55

En realizaciones según la presente invención, el primer detector 5 de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación, por ejemplo, un detector termoluminiscente. El filtro puede estar adaptado para atenuar una radiación de fotones que tiene energías de fotones comprendidas en el intervalo de 20 keV a 40 keV en un factor de transmisión comprendido en el intervalo de 0,20 a 0,60.

Por ejemplo, la Figura 7 y la Figura 8 muestran respuestas a dosis ejemplares por unidad de kerma en aire para el primer detector de radiación ionizante y el segundo detector de radiación ionizante, respectivamente, como una función de la energía de los fotones y para diferentes ángulos de incidencia. La Figura 9 y la Figura 10 muestran respuestas a dosis ejemplares por unidad de kerma en aire para el primer detector de radiación ionizante y el segundo detector de radiación ionizante, respectivamente, para diferentes calidades de radiación de fotones estándar y para diferentes ángulos de incidencia.

Tal como sugiere también la descripción proporcionada a continuación con relación a ejemplos de realizaciones de la presente invención, la dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora, tal como un delantal radioprotector con plomo o sin plomo y/o una protección tiroidea, como una función de la energía de los fotones y del ángulo de incidencia con respecto al eje anterior-posterior del cuerpo, puede corresponder particularmente bien a una combinación lineal de una primera respuesta a dosis que tiene una sensibilidad reducida a las energías bajas, por ejemplo, inferiores a y/o de aproximadamente 30 keV, y sin embargo, una buena sensibilidad a las energías más altas, y una segunda respuesta a dosis que tiene, no muy diferente al filtrado de radiación proporcionado por una prenda radioprotectora, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida a energías inferiores a 60 keV.

Además, en realizaciones según la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del primer detector 5 de radiación ionizante puede ser sustancialmente independiente del ángulo de incidencia con respecto a la dirección de referencia en un intervalo del ángulo de incidencia con respecto a la dirección de referencia de 0° a al menos 45°, por ejemplo, a 60°, o incluso de hasta sustancialmente 75°. "Sustancialmente independiente" puede referirse en este caso a una diferencia en la respuesta a dosis por unidad de kerma inferior al 20%, por ejemplo, el 15%, por ejemplo, inferior al 10%, por ejemplo, preferiblemente inferior al 5%, para fotones monoenergéticos de cualquier energía predeterminada en el intervalo de 30 keV a 120 keV que inciden sobre el detector en cualquier ángulo de incidencia en el intervalo de 0° a 60°, o incluso en el intervalo de 0° a 75°, con respecto a la respuesta a dosis por unidad de kerma para fotones monoenergéticos de la misma energía predeterminada que inciden sobre el detector en un ángulo de incidencia

- de 0°, por ejemplo, menor de 1°. La desviación relativa de menos del 20%, 15%, 10% o incluso menos del 5% puede referirse a una diferencia relativa a la última respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para los fotones que inciden en un ángulo de incidencia de 0°. Por ejemplo, para energías comprendidas en el intervalo de 30 keV a 120 keV, la dependencia angular con relación a 0 grados puede ser menor o igual al 5% para cualquier ángulo en el intervalo de 0° a 75 grados, mientras que para una energía de aproximadamente 20 keV, por ejemplo, para una energía de 20 keV, la
- 45 dependencia angular puede llegar a ser menor del 7%, por ejemplo, el 6%, para un ángulo de 60 grados y menor del 20%; por ejemplo, el 19%, para un ángulo de 75 grados. En realizaciones según la presente invención, el primer detector 5 de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación, por ejemplo, un detector termoluminiscente. El filtro puede comprender un volumen sustancialmente semiesférico de un material polimérico plástico, en el que el volumen 50

Tal como sugiere también la descripción proporcionada a continuación con relación a ejemplos de realizaciones de la presente invención, la dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora, tal como un delantal radioprotector con plomo o sin plomo y/o una protección tiroidea, como una función de la energía de los fotones y del ángulo de incidencia con respecto al eje anterior-posterior del cuerpo, puede corresponder particularmente bien a una combinación lineal de una primera respuesta a dosis que tiene una sensibilidad reducida a las energías bajas, por ejemplo, inferiores a y/o de aproximadamente 30 keV, y sin embargo, una buena sensibilidad a las energías más altas, y una segunda respuesta a dosis que tiene, no muy diferente al filtrado de radiación proporcionado por una prenda radioprotectora, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida en un intervalo de energías más amplio, por ejemplo, una sensibilidad reducida

a energías inferiores a 60 keV, en el que la primera respuesta a dosis es sustancialmente independiente del ángulo de incidencia hasta al menos 60°, por ejemplo, con respecto a la dirección anterior-posterior del cuerpo humano.

La ventaja de que el primer detector de radiación ionizante tenga una menor respuesta a bajas energías y sólo una débil dependencia angular puede entenderse teniendo en cuenta las siguientes consideraciones, sin pretender que las realizaciones de la presente invención estén limitadas por dichas consideraciones teóricas. La contribución a la dosis eficaz por los tejidos y órganos que no tienen protección o que están sólo parcialmente protegidos por la prenda protectora están típicamente protegidos sólo por otros tejidos humanos que atenúan la radiación antes de que alcance dicho tejido u órgano. La contribución a la dosis eficaz para dicho tejido u órgano puede ser por lo tanto menos sensible a bajas energías de los fotones incidentes, y puede tener una débil dependencia angular, ya que la atenuación de la radiación por los tejidos humanos es demasiado débil para mostrar una fuerte dependencia de la profundidad del tejido y, por lo tanto, del ángulo de incidencia, para las energías más altas.

5

10

15

20

25

35

En un dosímetro 1, que forma parte de la presente invención, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia puede ser mayor que o igual a 2,0 veces la respuesta por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 60 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia. Además, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia. Además, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de la dirección de referencia puede ser mayor que o igual a 1,4 veces la respuesta por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia.

- Por lo tanto, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación ionizante puede tener un pico característico entre 60 keV y 100 keV, por ejemplo, como puede corresponder a una característica espectral de borde K de un material de alto número atómico (Z), tal como plomo o bismuto. Cabe señalar que dichos materiales de alto Z pueden usarse típicamente como material para prendas radioprotectoras, de manera que el segundo detector 6 de radiación ionizante pueda tener una respuesta a dosis que muestra cierta similitud con la atenuación de dicha prenda radioprotectora. De esta manera, una combinación lineal de la lectura de dosis del primer detector 5 de radiación ionizante, que podría estar relacionada con un componente de dosis eficaz de órganos y tejidos protegidos de manera
- inferior a la óptima, y la lectura de dosis del segundo detector 6 de radiación ionizante, que podría estar relacionada con un componente de dosis eficaz de órganos y tejidos que están sustancialmente protegidos por las prendas
  radioprotectoras, puede ofrecer una buena estimación de la dosis eficaz.

Además, la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector 6 de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga en una dirección en un ángulo de 60° con respecto a la dirección de referencia puede ser menor que 1,5, por ejemplo, 1,4 o incluso menor de 1,4 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire del segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga en la dirección en el ángulo de 60° con respecto a la dirección de referencia.

Puede entenderse que una ventaja de dicha dependencia angular de la respuesta a dosis del segundo detector de radiación ionizante, no estando las realizaciones de la presente invención limitadas por dichas consideraciones teóricas, corresponde a una fuerte dependencia angular de la dosis eficaz debido a una mayor longitud de trayectoria para la radiación que penetra en la prenda radioprotectora en un ángulo. Mientras que para los tejidos humanos no protegidos

- 40 un ligero cambio en el ángulo de incidencia puede causar pocos cambios en la calidad de la radiación que se propaga a través de estos tejidos, para los tejidos humanos protegidos, un ligero cambio en el ángulo puede implicar una longitud de trayectoria suficientemente diferente a través del material radioprotector para causar un cambio sustancial en la calidad de la radiación cuando alcanza el tejido protegido.
- En realizaciones según la presente invención, el primer detector 6 de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación, por ejemplo, un detector termoluminiscente. El filtro puede estar adaptado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de la dirección 4 de referencia con el fin de obtener una transmitancia de la radiación de fotones como una función de la energía de los fotones que es sustancialmente proporcional a la transmitancia de la radiación de fotones como una función de la energía de los fotones a través de dicha prenda radioprotectora.
- 50 En realizaciones según la presente invención, el primer detector 6 de radiación ionizante puede comprender un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación, por ejemplo, un detector termoluminiscente. El filtro puede estar adaptado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de dirección 4 de referencia y que tiene energías de fotones comprendidas en el intervalo de 50 keV a 60 keV en un factor de transmisión comprendido en el intervalo de 0,02 a 0,25.
- 55 El filtro del segundo detector de radiación ionizante puede comprender un primer elemento de filtrado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de la dirección 4 de referencia antes de incidir sobre el elemento sensible

a la radiación, y un segundo elemento de filtrado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo con la dirección 4 de referencia, en el que este ángulo está comprendido en el intervalo de 30° a 80°, por ejemplo, en el intervalo de 45° a 80°, por ejemplo, 60° o 75°. Este primer elemento de filtrado puede comprender un material ligero, por ejemplo, Ti o Al, de manera que tenga un efecto principalmente sobre la respuesta a dosis a bajas energías, por ejemplo, en el intervalo de 20 a 60 keV.

5

10

Un dosímetro de radiación personal que forma parte de la presente invención puede tener características de respuesta a dosis, tales como dependencia de energía y angular de la respuesta a dosis, similares a las de las características de dosis eficaces, por ejemplo, dependencia de energía y angular, de una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora, por ejemplo, un delantal de plomo y una protección tiroidea, bajo condiciones de exposición a radiación representativas del personal médico que trabaja en la radiología y cardiología intervencionista. Por ejemplo, el dosímetro de radiación personal puede estar adaptado específicamente de manera que tenga características de respuesta a dosis similares a las de un modelo de dosis eficaz, por ejemplo, obtenido mediante simulaciones o mediciones experimentales.

Un sistema 20 de dosimetría de radiación personal se muestra en la Figura 11. Este sistema 20 de dosimetría de radiación personal comprende un dosímetro 1 de radiación personal y un lector 21 para la lectura de dicho dosímetro 1 de radiación personal. El lector 21 está adaptada para determinar los valores representativos de la dosis recopilada por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante del dosímetro 1 de radiación personal. El sistema 20 comprende además un dispositivo 22 de procesamiento, por ejemplo, un ordenador o un dispositivo de procesamiento integrado, configurado, por ejemplo, programado para, estimar una dosis eficaz registrada por el dosímetro 1 de radiación personal mediante el cálculo de la combinación lineal predeterminada, tal como se hace referencia con relación al primer aspecto de la presente invención, de los valores determinados por el lector 21.

Por ejemplo, el lector 21 puede estar integrado en el dosímetro 1, por ejemplo, puede formar un circuito de lectura de un dosímetro activo, o puede estar separado, por ejemplo, puede formar un lector tal como se conoce en la técnica para determinar un valor de dosis recogido por un detector de radiación ionizante pasivo, por ejemplo, un lector TLD o un lector OSLD.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que una estimación de la dosis eficaz de un miembro del personal médico que lleva puesta una prenda radioprotectora, tal como un delantal radioprotector y/o una protección tiroidea, puede obtenerse directamente mediante la lectura del dosímetro, por ejemplo, es posible que el procedimiento de lectura del dosímetro no requiera la aplicación de un factor de corrección o factores de corrección con el propósito específico de mejorar la incertidumbre de la estimación de la dosis eficaz, por ejemplo, para imponer un margen seguro de subestimación para condiciones de irradiación particulares a costa de un mayor margen de sobreestimación para otras condiciones de irradiación, tal como en las metodologías de dosimetría personal conocidas en la técnica.

En un sistema de dosimetría de radiación personal según las realizaciones de la presente invención, el dispositivo de procesamiento puede estar adaptado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores para obtener una estimación de la dosis eficaz, en el que esta estimación de dosis eficaz puede tener una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,2 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-80, tal como se define a continuación.

En un sistema de dosimetría de radiación personal según las realizaciones de la presente invención, el dispositivo de procesamiento puede estar adaptado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores para obtener una estimación de la dosis eficaz, en el que esta estimación de la dosis eficaz puede tener una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución se define a continuación, y que incide sobre el a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-120, tal como se define a continuación, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.

En un aspecto adicional, la presente invención se refiere también a un procedimiento de dosimetría de radiación personal para estimar una dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora. El procedimiento comprende posicionar al menos dos detectores de radiación ionizante sobre una superficie exterior de la prenda radioprotectora mientras se lleva puesta, de manera que cada uno de los al menos detectores de radiación ionizante esté separado una distancia de menos de 10 cm, por ejemplo, menos de 5 cm o incluso menos de 3 cm, del otro detector de radiación ionizante. Los al menos dos detectores de radiación ionizante tienen respuestas a dosis sustancialmente diferentes como una función de una energía de los fotones y de un ángulo de incidencia de la radiación con respecto a una dirección de referencia. Esta dirección de referencia se dirige hacia el cuerpo del ser humano adulto, por ejemplo, puede corresponder a un ángulo de incidencia frontal con respecto al cuerpo. El procedimiento comprende además la detección de radiación ionizante por parte de estos detectores de radiación ionizante.

El procedimiento comprende también determinar los valores representativos de las dosis recogidas por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante. El procedimiento comprende además estimar una dosis eficaz recibida por el ser humano adulto mediante el cálculo de una combinación lineal predeterminada de dichos valores. Esta combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los al menos dos detectores de radiación ionizante corresponde a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia.

5

10

15

25

35

Las múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden al menos una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga en la dirección de referencia, una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones sustancialmente plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con la dirección de referencia. Cada una de estas ondas de fotones planas tiene una distribución de energía que corresponde a una de las siguientes:

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 80 kV y filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-80, tal como se define en la norma ISO 4037-1,

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1, y

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo de tubo de rayos X de 60 kV y
 filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60, tal como se define en la norma ISO 4037-1.

En un procedimiento según las realizaciones de la presente invención, el cálculo de la combinación lineal predeterminada de los valores puede comprender una estimación de la dosis eficaz que tiene una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100, tal como se define a continuación, y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente plana que tiene una distribución de energía a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor que o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-120, tal como se define a continuación, y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.

Las realizaciones de la presente invención se ilustran mediante los ejemplos descritos a continuación, la presente 30 invención no pretende estar limitada por dichos ejemplos.

El diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención puede valerse de simulaciones de transporte de radiación de tipo Monte Carlo. Dichas simulaciones pueden realizarse para cualquier tipo de técnica de detección, por ejemplo, para cualquier tipo de detector pasivo o activo, puede producirse un dosímetro adecuado según las realizaciones de la presente invención según la metodología ejemplar descrita en los ejemplos siguientes. Además, puede diseñar específicamente un dosímetro según las realizaciones, según la metodología ejemplar siguiente, para diversas prendas radioprotectoras, por ejemplo, diferentes materiales, espesores de materiales atenuantes y/o diferentes tipos y diseños de prendas.

A continuación, se muestra un ejemplo del diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención para detectores termoluminiscentes (TLDs) LiF:Mg,Ti. El ejemplo se refiere a dos detectores en un soporte de dosímetro, con diferentes elementos de filtración correspondientes. Un primer detector está provisto de filtración fuerte, por ejemplo, que comprende plomo entre otros materiales, mientras que un segundo detector está provisto de filtración leve, por ejemplo, cloruro de polivinilo (PVC).

Sin embargo, el diseño específico de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención puede ser fuertemente dependiente de las características particulares de los elementos radiosensibles usados, por ejemplo, la 45 respuesta de energía y la dependencia angular de la respuesta. Por ejemplo, el material sensible a la radiación, el procedimiento de conversión para producir una señal de lectura de salida, y el espesor y la forma del detector sensible a la radiación pueden afectar fuertemente a las respuestas de energía y angular del elemento sensible a la radiación. Con referencia a la Figura 27, se muestra la dependencia de energía de la dosis absorbida por diferentes materiales de elemento sensible a la radiación por kerma en aire incidente para haces de fotones monoenergéticos unidireccionales 50 con energías comprendidas entre 20 y 120 keV. Se observará que la dependencia de energía de la dosis absorbida por el detector de radiación depende fuertemente de la elección del material sensible a la radiación. FD-7 es un tipo de vidrio de fosfato activado con plata (Asahi Techno Glass Corporation, Shizuoka, Japón) que posee propiedades radiofotoluminescentes (RPL) útiles para la dosimetría. Los materiales sensibles a la radiación, tales como los materiales TLD LiF:Mg,Ti y LiF:Mg,Cu,P, y el material OSL BeO muestran una respuesta a dosis que tiene una dependencia débil de la energía de los fotones entre 20 y 120 keV. Sin embargo, las respuestas a dosis del material detector OSL Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C y 55

el material detector RPL FD-7 son mucho más dependientes de la energía de los fotones y pueden ser, respectivamente, hasta 2,2 y 3,5 veces más altas que las del TLD de LiF:Mg,Ti para el mismo kerma en aire incidente, para energías de fotones por debajo de 70 keV.

Además, los detectores de materiales sensibles a la radiación diferentes están disponibles comercialmente en diferentes
formatos de forma, lo que puede influir también en la dependencia de energía y angular de la respuesta a dosis, en particular a bajas energías de fotones. Los detectores Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C pueden obtenerse, por ejemplo, en forma de discos delgados de aproximadamente 0,2 mm de espesor realizados a partir de polvo de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C mezclado con un ligante de poliéster (Landauer, Glenwood, Illinois, EE.UU.), mientras que los detectores de RPL de vidrio FD-7 pueden obtenerse, por ejemplo, en forma de pequeñas placas de 1 mm y de 1,5 mm de espesor o pequeños cilindros de 1,5 mm de diámetro y diferentes tamaños de longitud (véanse los detectores FD-7 en el interior de los dosímetros SC-1, GD-450 y Dose Ace de Chiyoda Technol Corporation, Yokohama, Japón).

Por ejemplo, debido a las diferentes respuestas a dosis observadas para detectores de radiación ionizante realizados en diferentes materiales y formatos de forma, la respuesta a dosis (D<sub>combinada</sub>/K<sub>aire</sub>) de un dosímetro que tiene el mismo diseño que el mostrado en la Figura 29 y la Figura 30, pero basado, por ejemplo, en RPLDs de vidro FD-7 con 1,5 mm

- 15 de espesor, será diferente de la respuesta a dosis del mismo diseño de dosímetro usando TLDs LiF:Mg,Ti con un espesor de 0,9 mm, como en el ejemplo mostrado en la Figura 29 y la Figura 30. Aunque este diseño puede proporcionar una buena estimación de la dosis eficaz para una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora cuando se usan dichos elementos sensibles a la radiación TLD LiF:Mg,Ti, según las realizaciones de la presente invención, tal como se describirá adicionalmente en detalle a continuación, la respuesta a dosis del mismo diseño de dosímetro basado en
- 20 RPLDs de vidrio FD-7 (u otro tipo alternativo de detector sensible a la radiación) podría ser en realidad tan diferente de la obtenida con el dosímetro ejemplar que usa TLDs LiF:Mg,Ti que es posible que no pueda alcanzarse la estimación de la dosis eficaz con prendas radioprotectoras con una precisión en el intervalo de -60% a + 60%, y, por lo tanto, deberían adaptarse algunas características del dosímetro, tales como, por ejemplo, el material y/o la forma de los filtros, y/o la incorporación de otros elementos alrededor de los detectores de radiación del dosímetro. Dicha situación se ilustra en la
- Figura 37, que muestra la relación de la dosis D<sub>combinada</sub> eficaz tal como se estimaría con un dosímetro de diseño similar, tal como se muestra en la Figura 29 y la Figura 30, descritas adicionalmente a continuación, pero con detectores de vidrio FD-7 (RPLDs) que tienen un espesor de 1,5 mm, y una dosis E<sub>Prendas-RP</sub> eficaz de referencia para una persona que lleva puesta una prenda radioprotectora, que se describe también más detalladamente a continuación con referencia a la Figura 15, la Figura 16, la Figura 17 y la Figura 18. Para un haz de fotones paralelo al plano sagital del cuerpo con un ángulo de incidencia de -60% (por ejemplo, para haces de fotones procedentes desde abajo), la relación
- D<sub>combinada</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> es mayor de 1,9 (es decir, correspondiente a una sobreestimación de la dosis eficaz con prendas de RP del 90%) para las calidades de rayos X N-60 y W-60. Sin embargo, en dicho ejemplo, se usaron valores apropiados, por ejemplo, valores optimizados, de las constantes α y β para una combinación lineal de los dos valores de detector con el fin de obtener la sobreestimación y la subestimación mínimas posibles de la dosis eficaz.
- Por lo tanto, el ejemplo proporcionado a continuación debe considerarse a la luz de una metodología ejemplar para el diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención para una selección adecuada arbitraria de los elementos sensibles a la radiación, aplicada en este caso al ejemplo específico de un par de TLDs que tienen la composición y la forma de los elementos descritas. No obstante, a pesar de que dicho diseño específico depende en gran medida de la elección del material y de los parámetros geométricos de los elementos sensibles a la radiación, se proporcionan instrucciones adecuadas mediante este ejemplo para permitir que la persona experta en la técnica determine un diseño de dosímetro adecuado, por ejemplo una combinación de filtro adecuados y propiedades de filtros
- determine un diseño de dosímetro adecuado, por ejemplo, una combinación de filtro adecuado y propiedades de filtros asociadas con el mismo, mediante procedimientos de ensayo y simulación rutinarios, tal como se conoce en la técnica y se describe en la presente descripción, para obtener un dosímetro según las realizaciones de la presente invención para una combinación diferente de elementos sensibles a la radiación. Además, el resultado de dicha optimización rutinaria
- 45 puede verificarse de manera directa y positiva mediante ensayos y/o procedimientos conocidos por la persona experta en la técnica y/o especificados de manera adecuada en presente descripción sin excesiva experimentación. Por ejemplo, las condiciones de exposición de referencia a las que se hace referencia en la presente descripción permiten la realización de un procedimiento de ensayo estandarizado sobre un maniquí antropomórfico estandarizado, en una simulación o en un experimento, usando calidades de radiación estandarizadas.
- 50 Puede usarse un algoritmo lineal para calcular la dosis del dosímetro y, de esta manera, la dosis eficaz estimada, a partir de la dosis recibida por los detectores. La incertidumbre del dosímetro según las realizaciones en este ejemplo está dentro del ±50% del valor calculado de la dosis eficaz con prendas radioprotectoras (RP), por ejemplo, la sobreestimación y la subestimación de la dosis eficaz están siempre por debajo de +50% y -50%, respectivamente, para campos de exposición a radiación representativos del personal médico que trabaja en IR e IC. No obstante, es posible una optimización adicional de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención para conseguir incertidumbres todavía más bajas.

Los campos de radiación estudiados incluyen haces de fotones unidireccionales con diferentes calidades de radiación de la serie IEC 61267 y de las series de espectros estrechos y anchos de la norma ISO 4037-1 con la máxima energía entre

30 y 120 keV, y con ángulos de incidencia entre -60°, 0° y 60° (donde 0° corresponde a la irradiación con geometría antero-posterior) paralelos al plano transversal o al plano sagital del cuerpo.

En una primera etapa de esta metodología ejemplar para el diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención, se calcula la dosis eficaz, teniendo en cuenta las prendas de RP. Esta dosis eficaz puede servir
entonces como una referencia para optimizar la respuesta a la energía y la respuesta angular del dosímetro. En este ejemplo, el maniquí varón computacional de referencia ICRP se equipó con un delantal radioprotector y un collar tiroideo definidos matemáticamente, tal como se muestra en la Figura 12, y su dosis eficaz se calculó mediante simulaciones de Monte Carlo para haces de fotones con las energías y los ángulos de incidencia de interés en IR e IC. En estos cálculos, se modelaron prendas de RP realizadas en plomo (Pb) de 0,5 mm, pero pueden modelarse también prendas de RP con otras características, por ejemplo, materiales diferentes, tales como materiales compuestos, con o sin plomo, y/u otros espesores, tales como 0,35 mm de plomo, con el fin de calcular la dosis eficaz con dichas otras prendas de RP.

Se calcularon los coeficientes de conversión de dosis eficaz con prendas de RP de plomo E<sub>Prendas-RP</sub> por kerma libre en aire K<sub>aire</sub> para haces de fotones unidireccionales de cuerpo entero con espectros de calidad de radiación estándar relevantes en fluoroscopia y en la protección contra la radiación personal. Estos espectros incluyen la serie RQR de la norma IEC 61267 y la serie de espectros estrecho (N) y ancho (W) de la norma ISO 4037-1, con la energía máxima de fotones entre 30 y 120 keV. El generador de espectros del Informe IPEM 78 se usó para generar los espectros de energía de rayos x de las calidades de radiación estándar usadas en las simulaciones. Las especificaciones de estos espectros se describen en una tabla proporcionada anteriormente en la presente memoria.

15

40

La variación angular de la dosis eficaz se calculó para los haces de fotones paralelos al plano transversal del cuerpo con ángulos φ de incidencia entre +60°, por ejemplo, para fotones procedentes del lado derecho del maniquí, 0°, por ejemplo, en una geometría de irradiación antero-posterior (AP), y -60°, por ejemplo, para fotones procedentes del lado izquierdo del maniquí, tal como se ilustra en la Figura 13; y también para haces de fotones paralelos al plano sagital del cuerpo para ángulos (θ) de incidencia entre -60°, por ejemplo, fotones procedentes desde abajo, 0° (AP) y +60°, por ejemplo, fotones procedentes desde arriba, tal como se muestra en la Figura 14.

- 25 Los cálculos se realizaron usando el código MCNPX versión 2.7.0 de Los Alamos National Laboratory, EE.UU. Las dosis de médula ósea roja y de la superficie ósea se estimaron usando el procedimiento de promediado en masa de la dosis de cavidad esponjosa y medular descrito en la Publicación ICRP 116. La dosis eficaz se calculó siguiendo las recomendaciones de 2007 de ICRP (Informe 103).
- Los coeficientes de dosis eficaz con prendas de RP de plomo (E<sub>Prendas-RP</sub>) por kerma en aire (K<sub>aire</sub>) incidente se muestran
   en las figuras para diferentes calidades de radiación de haces de fotones y ángulos de incidencia. La Figura 15 y la
   Figura 16 corresponden a las dosis eficaces debidas a haces de fotones paralelos al plano transversal del cuerpo procedentes respectivamente desde el lado derecho y el lado izquierdo del maniquí, por ejemplo, con un ángulo φ de incidencia positivo o negativo. De manera similar, la dosis eficaz con prendas de plomo se calculó para haces de fotones paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos θ de incidencia positivos o negativos, por ejemplo, procedentes desde
   arriba o desde abajo, y se muestran respectivamente en la Figura 17 y la Figura 18. Todas estas figuras muestran la dependencia de energía y angular de la dosis eficaz cuando se usan prendas de RP realizadas en plomo.

Para la serie de espectros estrechos (N-), el coeficiente de E<sub>Prendas-RP</sub>/K<sub>aire</sub> más alto se observa para el espectro N-100 y el efecto del pico de absorción de plomo en 88 keV se hace visible en el espectro N-120, que tiene la energía máxima de 120 keV y una energía media de aproximadamente 100,4 keV. Para la serie de espectros anchos (W-) y la serie RQR, el efecto del pico de absorción de plomo no se hace visible. Además, se observa una dependencia angular más fuerte para haces de fotones paralelos al plano sagital del cuerpo en comparación con los fotones paralelos al plano transversal.

Energía (keV)	0,5mm de Pb	0,35mm de Pb	0,25mm de Pb
20	0,006	0,0063	0,0063
30	0,023	0,023	0,032
40	40 0,049		0,061
50	0,085	0,116	0,178
60	0,165	0,260	0,386
70	70 0,302		0,607
80	0,459	0,628	0,784
90	0,202	0,297	0,422
100	0,230	0,348	0,493

Energía (keV)	0,5mm de Pb	0,35mm de Pb	0,25mm de Pb
110	0,273	0,000	0,000
120	0,326	0,481	0,637

Con propósitos ilustrativos, la tabla anterior enumera la dosis eficaz por unidad de kerma en aire, simulada de manera similar al ejemplo descrito anteriormente, para diferentes ondas de fotones planas monoenergéticos incidentes a lo largo de la dirección de referencia, por ejemplo, para una incidencia frontal de 0° sobre el cuerpo, que tienen energías predeterminadas y para espesores de delantal de plomo predeterminados.

- 5 Se evaluó el rendimiento de las metodologías de dosimetría simple y doble de la técnica anterior en la estimación de la dosis eficaz con prendas de RP, con el fin de ilustrar diversas ventajas de las realizaciones de la presente invención. Con este fin, se calculó la respuesta de energía y angular de un dosímetro Hp(10) para condiciones de tipo sobre delantal y debajo de delantal. Esto se consiguió calculando la dosis recibida por un dosímetro 190 personal destinado a medir Hp(10) cuando se coloca sobre y debajo de una protección 191 de plomo de 0,5 mm de espesor colocada sobre un
- 10 maniquí 193 de losa de agua ISO, tal como se muestra en la Figura 19, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X con una energía máxima entre 30 y 120 keV y diferentes ángulos de incidencia. Se tomó como ejemplo un diseño realista de un dosímetro basado en detectores termoluminiscentes (TLDs) de LiF:Mg,Ti usados para medir Hp(10) para modelar el dosímetro Hp(10). Se aplicaron diferentes factores de corrección de dosimetría simple y algoritmos de dosimetría doble a la dosis sobre la protección de plomo (H<sub>sobre</sub>, H<sub>s</sub>) y/o debajo de la protección (H<sub>debajo</sub>, H<sub>d</sub>) tal como se
- 15 menciona en la literatura y la dosis corregida o estimada por algoritmo resultante se comparó con la dosis eficaz con prendas de plomo RP calculadas previamente.

20

25

30

La dependencia de energía y angular de la respuesta a dosis del dosímetro Hp(10) cuando se coloca sobre un maniquí de losa de agua ISO se muestra en Figura 1, junto con la dependencia de energía y angular de los coeficientes Hp(10) por kerma en aire, tal como se publica en la Publicación ICRP74. En la práctica, esta configuración se usa para ensayar el rendimiento de los dosímetros personales Hp(10) (IEC 62387), ya que simula las condiciones de retrodispersión de un dosímetro cuando es usado por una persona directamente sobre el pecho, sin llevar puestas prendas de RP.

Para simular la dosis recibida por el dosímetro cuando se lleva puesto bajo condiciones sobre y debajo de prendas de RP, el dosímetro se colocó sobre y debajo de una protección de plomo de 0,5 mm que cubría un maniquí de losa ISO y se calculó su dosis. Los valores calculados de H<sub>d</sub> (dosímetro debajo de la protección) y H<sub>s</sub> (dosímetro sobre la protección) por kerma en aire incidente se muestran en la Figura 20 para diferentes calidades de rayos X de la serie de espectros estrechos (N-) ISO y ángulos de incidencia, y en la Figura 2 para diferentes energías de fotones monoenergéticos.

Se aplicaron diferentes factores de corrección de dosimetría simple (SD) y algoritmos de dosimetría doble (DD) a las dosis H<sub>s</sub> y H<sub>d</sub> calculadas y se resumen en la tabla a continuación. Las dosis SD corregidas (D<sub>SD</sub>) y las dosis DD calculadas (D<sub>DD</sub>) obtenidas se compararon a continuación con la dosis eficaz con prendas de RP calculada previamente.

La Figura 21 y la Figura 22 muestran la relación entre la dosis obtenida con el factor de corrección de dosimetría simple propuesto por Huyskens et al. y la dosis eficaz con prendas de RP debida a fotones paralelos a los planos transversal y sagital del cuerpo, respectivamente. En ambas figuras, puede observarse que, para calidades de rayos x con la máxima energía de fotones por debajo de 80 keV (N-30, N-40 y N-60), este enfoque es demasiado conservador, ya que sobreestima la dosis eficaz en un factor comprendido desde aproximadamente 2,5 a hasta más de 15. Para calidades con energías más altas (N-80, N-100 y N-120), la sobreestimación y la subestimación permanecen dentro del ±30% de la dosis eficaz en el plano transversal, pero en el plano sagital la sobreestimación alcanza un factor de aproximadamente 1,2-2,8 para ángulos diferentes de 0°. Por el contrario, los algoritmos SD sugeridos en el Informe NCRP 122 y por Padovani et al. resultan en altas subestimaciones de la dosis eficaz que van desde el -33% hasta el -90% (por lo tanto, relaciones D<sub>SD</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> entre 0,67 y 0,10, respectivamente) dependiendo del plano del cuerpo y del ángulo de incidencia, para calidades de fotones N-80, N-100 y N-120. Para las calidades N-30 y N-40, los mismos algoritmos sobreestiman la dosis eficaz en un factor que va desde 1,12 hasta más de 4.

De manera similar, en la Figura 23 y la Figura 24, la dosis obtenida con el algoritmo de dosimetría doble propuesto por Rosenstein y Webster y recomendado por el Informe NCRP 122 se compara con la dosis eficaz debida a fotones paralelos a los planos transversal y sagital del cuerpo, respectivamente. Este algoritmo tiende a subestimar la dosis eficaz para la mayoría de las calidades de rayos X estudiadas, todas las calidades de rayos x con la máxima energía de fotones superior a 40 keV (N-60, N80, N-100 y N-120). Para N-60, N80, N-100 y N-120, el porcentaje de subestimación está comprendido entre -27% y -76% (relaciones D<sub>DD</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> entre 0,73 y 0,24, respectivamente) dependiendo del ángulo de incidencia del haz de fotones, en ambos planos; mientras que para N-30, la dosis eficaz se sobreestima en realidad en un factor de 1,3-2,44, dependiendo del ángulo de incidencia. Sólo para N-40 la sobreestimación y la subestimación permanecen dentro del ±50% de la dosis eficaz.

La tabla a continuación muestra varios algoritmos de dosimetría doble y simple, conocidos en la técnica, para la estimación de la dosis eficaz con prendas de RP usando una protección tiroidea. Puede encontrarse más información acerca de los algoritmos a los que se hace referencia en el presente documento en la publicación de Järvinen et al. citada anteriormente en la presente memoria en la sección de antecedentes.

5 Entre los algoritmos mostrados en la tabla a continuación, el sugerido por Clerinx et al. parecía ser el que tenía el mejor rendimiento, tal como se muestra en la Figura 25 y la Figura 26. Este algoritmo tiende a sobreestimar la dosis eficaz en un factor de hasta 2,2 para las calidades de rayos x con la máxima energía de fotones superior a 40 keV (N-60, N80, N-100 y N-120), a excepción de haces de fotones paralelos al plano transversal con un ángulo de incidencia de ±60°. También para N-30 y N-40, se observa una alta sobreestimación de la dosis eficaz (factor 1,93-7,3).

Algoritmo de dosimetría doble	А	b		
Wambersie y Delhove	1	0,1		
Rosenstein y Webster	0,5	0,025		
NCRP Report 122	0,5	0,025		
Swiss Ordinance	1	0,05		
Franken y Huyskens	1	0,033		
Sherbini y DeCicco	1	0,07		
Von Boetticher et al.	0,65	0,017		
Clerinx et al.	1,64	0,075		
Algoritmo de dosimetría simple		γ		
Informe NCRP 122		21		
Huyskens et al.		5		
Padovani et al.		33		

- A partir de estos resultados, puede observarse que ninguno de los enfoques de dosimetría personal ensayados parece proporcionar una estimación de la dosis eficaz calculada con una sobreestimación o subestimación inferior o igual a ±60% para todos los campos de radiación estudiados en la presente memoria, que son representativos del personal médico que trabaja en IR y IC.
- En una segunda etapa de esta metodología ejemplar para el diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención, se determina un diseño para un dosímetro según las realizaciones de la presente invención teniendo en cuenta la dosis eficaz calculada.

El diseño del dosímetro puede seleccionarse de manera que la respuesta de energía y angular a dosis (D<sub>dosímetro</sub> (E<sub>fotón</sub>, Φ)) sea tan similar como sea posible a la de la dosis eficaz calculada con prendas protectoras (E<sub>Prendas-RP</sub> (E<sub>fotón</sub>, Φ)) o, en otras palabras, la relación entre D<sub>dosímetro</sub> y E<sub>Prendas-RP</sub> sea tan cercana como sea posible a una para todas las energías y los ángulos de incidencia de los fotones en el intervalo de interés.

Será evidente para la persona experta en la técnica que diferentes factores determinan las características de la respuesta a dosis de un dosímetro para condiciones de exposición determinadas. Por ejemplo, un factor puede estar relacionado con el tipo de elementos sensibles a la radiación usados, por ejemplo, la respuesta a dosis intrínseca, la composición del material y la geometría de los detectores. Otro factor puede estar relacionado con los componentes alrededor de los elementos sensibles a la radiación, tales como filtros, contenedores y soportes, por ejemplo, la composición del material, la geometría y la posición del mismo.

El tipo de detector dosimétrico determina la respuesta de energía y angular a dosis inicial a partir de la cual se construye el dosímetro y, en el caso de un detector pasivo, se usa la técnica de dosimetría para su lectura. La Figura 27 muestra la dependencia de energía de la dosis absorbida por diferentes materiales de detector pasivo por cada kerma en aire incidente para haces de fotones monoenergéticos unidireccionales con energías comprendidas entre 20 y 120 keV. Sin embargo, estos valores no tienen en cuenta la eficiencia de cada material dosimétrico en la transformación de la energía absorbida en luminiscencia emitida.

La composición del material, el espesor y la geometría de los filtros y otros elementos alrededor de los detectores modificarán las características del campo de radiación, por ejemplo, el tipo de radiación, la energía, el ángulo y la fluencia (es decir, la intensidad como el número de rayos), a la que se expone un detector para un campo de radiación externo

35

20

25

determinado, afectando de esta manera a la respuesta a dosis global de los mismos, por ejemplo, la dependencia de energía y la dependencia angular.

En el diseño de un dosímetro según las realizaciones de la presente invención, pueden considerarse una serie de parámetros, por ejemplo, el tipo y el número de detectores dosimétricos y la composición del material, la geometría y la posición de los elementos alrededor del detector, por ejemplo, los filtros y los soportes. En este ejemplo, se han considerado detectores termo-luminiscentes (TLDs) realizados en LiF:Mg,Ti, pero no se excluye el uso de otros tipos de detectores, por ejemplo, detectores luminiscentes estimulados ópticamente (OSLDs) tales como los realizados, por ejemplo, en BeO y Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C; o detectores activos, por ejemplo, tales como un detector de diodo o un detector de almacenamiento directo de iones (DIS). Aunque el diseño de filtros y otros elementos alrededor de los detectores puede
variar dependiendo del tipo de detector específico usado en el dosímetro, el procedimiento para encontrar la configuración optimizada puede ser sustancialmente el mismo.

Como un ejemplo, se describe un dosímetro para el caso de detectores LiF:Mg,Ti. En este ejemplo, se han seleccionado filtros, contenedores y soportes para ese tipo de detector específico, por ejemplo, para TLDs de LiF:Mg,Ti. Los coeficientes de la dosis absorbida en los detectores dosimétricos del nuevo dosímetro por kerma en aire libre en aire (K<sub>aire</sub>) se calcularon para diferentes espectros de calidad de radiación estándar (series de espectros estrecho y ancho de la norma ISO 4037-1, serie RQR de la norma IEC 61267) y diferentes ángulos de incidencia (0°, 45°, 60°). Los cálculos se realizaron usando el código de Monte Carlo MCNPX 2.7.0.

15

20

Debido a que este ejemplo se refiere a un dosímetro a ser usado sobre prendas de RP usadas por personal médico, estas condiciones se recrearon realizando simulaciones con el modelo de diseño de dosímetro 280 colocado sobre un maniquí de losa de agua ISO 282, que representa el cuerpo de la persona, cubierto con una lámina 281 de plomo de 0,5 mm de espesor, que representa el delantal de plomo, tal como se muestra en la Figura 28.

El dosímetro ejemplar está adaptado para estimar la dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puestos un delantal de plomo y un collar tiroideo, según la dosis eficaz de referencia calculada previamente, descrita anteriormente.

El dosímetro ejemplar consiste en dos detectores TLD<sub>1</sub> y TLD<sub>2</sub>, comprendiendo cada detector un TLD LiF:Mg,Ti como elemento sensible a la radiación con diferente filtración. Ambos TLDs se modelan como discos sólidos de 0,9 mm de altura y 5 mm de diámetro. La geometría y configuración de los filtros y los elementos alrededor de cada detector se muestran respectivamente en la Figura 29 para TLD<sub>2</sub> y en la Figura 30 para TLD<sub>1</sub>.

El TLD<sub>2</sub> se coloca debajo de un filtro delgado realizado en plomo (Pb, filtración fuerte). Este filtro está compuesto por 3 discos delgados de Pb cada uno con un espesor de 0,14 mm, formando de esta manera un espesor total de Pb de 0,42 mm. Los discos tienen diferentes diámetros (5 mm, 6 mm y 7 mm) y se colocan concéntricamente uno encima del otro, con el disco más pequeño en la parte superior y el disco más grande en la parte inferior.

Alrededor del TLD, en el nivel superior, hay un filtro de 3 mm de espesor realizado en aluminio (Al) con una abertura con forma de cono invertido que proporciona espacio para los filtros de Pb. Este es un filtro para atenuar la radiación externa con grandes ángulos de incidencia.

35 Debajo de este filtro de Al, justo en el nivel superior del TLD, se coloca un filtro realizado en titanio (Ti) de 0,3 mm de espesor. Este filtro tiene una abertura circular de 6 mm de diámetro en el centro, que expone el TLD a un hueco de aire de 0,3 mm (el espesor del filtro de Ti) entre el TLD y el disco de Pb inferior. Debajo del filtro de Ti, el TLD es retenido por una pieza de aluminio con un espesor total de 3,9 mm (3,0 mm de Al por debajo del TLD). Esta pieza es seguida por una capa realizada en tungsteno (W) de 0,5 mm de espesor y, a continuación, en la parte inferior, por una placa realizada en cobre (Cu) de 2 mm de espesor que atenúa la radiación retrodispersada producida por las prendas de plomo debajo del

dosímetro. La placa de Cu es la parte del dosímetro que estará en contacto con (o cerca) de la superficie externa de las prendas de RP.

El filtro plano realizado en Ti y el filtro cónico realizado en Al son representativos de filtros realizados en materiales ligeros, por ejemplo, de manera que tengan principalmente un efecto sobre la respuesta a dosis a bajas energías, por ejemplo, en el intervalo de 20 keV a 60 keV, a ángulos de incidencia sustanciales, por ejemplo, a 45° o 75°. El filtro realizado en titanio puede reducir la cantidad de retrodispersión procedente desde el soporte de Al de 3,9 mm debajo del mismo, mientras que el filtro cónico realizado en Al puede reducir también la dosis recibida por el detector a bajas energías. El hueco de aire de 0,3 mm entre el filtro de Pb y el material TLD sensible a la radiación puede tener también un efecto sobre la respuesta a dosis angular.

50 El TLD<sub>1</sub> se coloca debajo un filtro ligero de cloruro de polivinilo (PVC) con forma semiesférica que absorbe ligeramente los fotones de baja energía. Una placa realizada en aluminio de 3 mm de espesor retiene el TLD y el filtro de PVC a su alrededor. En la parte inferior, debajo de la placa de Al, se coloca una placa realizada en cobre (Cu) de 2 mm de espesor para atenuar la radiación retrodispersada procedente desde las prendas de RP, de manera similar que para el TLD<sub>2</sub>.

En la	tabla	siguien	te se	e propor	cionan v	valores ejemplares	; pa	ra la respi	Jes	sta a dos	is p	or unidad o	de kerma (	en aire	para
TLD1,	para	ondas	de	fotones	planas	monoenergéticas	de	energías	у	ángulos	de	incidencia	predeterm	ninados	con
respec	cto a la	a direcc	ión d	de refere	encia.										

Energía (keV)	0°	45°	60°	75°
20	0,175	0,179	0,185	0,209
30	0,757	0,738	0,732	0,762
40	1,084	1,053	1,047	1,059
50	1,18	1,16	1,15	1,16
60	1,18	1,17	1,16	1,17
70	1,16	1,15	1,14	1,15
80	1,13	1,12	1,11	1,11
90	1,11	1,09	1,08	1,09
100	1,10	1,08	1,07	1,08
120	1,07	1,06	1,05	1,05

En la siguiente tabla se proporcionan valores ejemplares para la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para
 TLD<sub>1</sub>, para ondas de fotones planas de calidades de radiación de rayos X y ángulos de incidencia predeterminados con respecto a la dirección de referencia.

Calidad de rad.	0°	45°	60°	75°
N-30	0,370	0,370 0,364		0,389
N-40	0,79	0,77	0,76	0,79
N-60	1,09	1,07	1,05	1,07
N-80	1,12	1,11	1,10	1,10
N-100	1,08	1,07	1,05	1,06
N-120	1,05 1,04 1,03		1,03	1,03
W-60	1,03	1,02	0,99	1,01
W-80	1,10	1,09	1,08	1,08
W-110	1,09	1,07	1,06	1,07
RQR2	0,49	0,48	0,48	0,50
RQR4	0,70	0,70	0,69	0,71
RQR6	0,84	0,82	0,81	0,84
RQR7	0,89	0,87	0,86	0,88
RQR8	0,93	0,91	0,90	0,92
RQR9	0,97	0,97	0,95	0,96

En la siguiente tabla, se proporcionan valores ejemplares para la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para TLD<sub>2</sub>, para ondas de fotones planas monoenergéticas de energías y ángulos de incidencia predeterminados con respecto a la dirección de referencia.

Energía (keV)	0°	45°	60°	75°
20	0,001	0,000	0,0005	0,000
30	0,010	0,014	0,0238	0,015
40	0,059	0,072	0,1080	0,129

Energía (keV)	0°	45°	60°	75°
50	0,19	0,14	0,21	0,25
60	0,40	0,33	0,33	0,38
70	0,84	0,65	0,58	0,58
80	1,09	0,85	0,69	0,63
90	0,65	0,50	0,54	0,63
100	0,67	0,54	0,51	0,62
120	0,77	0,58	0,51	0,61

En la siguiente tabla se proporcionan valores ejemplares para la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para TLD<sub>2</sub>, para ondas de fotones planas de calidades de radiación de rayos X y ángulos de incidencia predeterminados con respecto a la dirección de referencia.

Calidad de rad.	0°	45°	60°	75°
N-30	0,002	0,003	0,005	0,002
N-40	0,022	0,023	0,04	0,035
N-60	0,136	0,121	0,16	0,201
N-80	0,57	0,41	0,39	0,41
N-100	0,85	0,69	0,58	0,61
N-120	0,69	0,54	0,52	0,60
W-60	0,10	0,10	0,13	0,16
W-80	0,33	0,27	0,26	0,30
W-110	0,69	0,60	0,51	0,56
RQR2	0,008	0,008	0,014	0,010
RQR4	0,035	0,035	0,051	0,057
RQR6	0,11	0,09	0,11	0,12
RQR7	0,16	0,14	0,15	0,17
RQR8	0,22	0,17	0,18	0,20
RQR9	0,30	0,24	0,23	0,25

La dosis del dosímetro (D<sub>combinada</sub>) se obtiene de la combinación de dosis recibidas por TLD<sub>1</sub> y TLD<sub>2</sub> usando la siguiente 5 fórmula:

$$D_{\text{combinada}} = \alpha (D_{\text{TLD2}} + \beta D_{\text{TLD1}})$$

En la que D<sub>combinada</sub> es la dosis obtenida con el dosímetro; D<sub>TLD2</sub> es la dosis recibida por TLD<sub>2</sub>; D<sub>TLD1</sub> es la dosis recibida por TLD<sub>1</sub>; y  $\alpha$  y  $\beta$  son constantes cuyos valores se eligen de manera que D<sub>combinada</sub> esté cerca de E<sub>Prendas-RP</sub> para tantas energías de fotones y ángulos de incidencia como sea posible.

10 Para el presente ejemplo, los valores de α y β son respectivamente 0,238 y 0,1, de manera que la fórmula anterior se convierte en:

$$D_{combinada} = 0,238^*(D_{TLD2} + 0,1^*D_{TLD1})$$

Sin embargo, si se usa otro tipo de detector, el diseño de elementos adecuados alrededor de los elementos sensibles a la radiación resultaría probablemente en otros valores apropiados de  $\alpha$  y  $\beta$ .

15 La dependencia energética y angular de la dosis obtenida con el dosímetro (D<sub>combinada</sub>) calculada con la ecuación anterior se muestra en la Figura 31 para diferentes espectros de calidad de radiación estándar y diferentes ángulos de incidencia. Debido a que las configuraciones de ambos detectores en el presente ejemplo tienen una geometría simétrica en los

planos transversal y sagital, tal como se muestra en la Figura 32, la dependencia de energía y angular es la misma para ángulos positivos y negativos, por ejemplo,  $+\phi=-\phi$ , en ambos planos, por ejemplo,  $\vartheta=\phi$ .

La relación entre la dosis del nuevo dosímetro (D<sub>combinada</sub>) y la dosis eficaz con prendas de plomo RP (E<sub>Prendas-RP</sub>) muestra la capacidad del nuevo dosímetro para medir la dosis eficaz para condiciones específicas de exposición, por ejemplo, la energía del haz de fotones o la calidad y el ángulo de incidencia de los rayos X. Cuanto más cercana a uno sea la relación, mejor será la estimación de la dosis eficaz. Si la relación D<sub>combinada</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> es mayor de uno, el dosímetro sobreestima la dosis eficaz con las prendas de RP. Por el contrario, si la relación D<sub>combinada</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> es menor de uno, la dosis del dosímetro subestima la dosis eficaz.

Esta relación se muestra en la Figura 33 y Figura 34 para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos
 al plano transversal del cuerpo con ángulos de incidencia positivos y negativos, respectivamente; y en la Figura 35 y
 Figura 36 para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos de incidencia positivos y negativos, respectivamente; y en la Figura 36 para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X paralelos al plano sagital del cuerpo con ángulos de incidencia positivos y negativos, respectivamente.

Puede observarse en la Figura 33 que para los haces de fotones con calidades de rayos X paralelos al plano transversal y procedentes desde el lado derecho del cuerpo, la dosis del dosímetro subestima la dosis eficaz entre un 15% y un -

- 15 41% (relación D<sub>combinada</sub>/E<sub>Prendas-RP</sub> entre 0,85 y 0,59) para la serie N, entre un -23% y un -40% (relación entre 0,77 y 0,60) para la serie W y entre un -15% y un -37% (relación entre 0,85 y 0,63) para la serie RQR. Se observa un rendimiento similar para los haces de fotones procedentes desde el lado izquierdo del cuerpo (Figura 34), pero los porcentajes de subestimación alcanzan el -49% para la serie N, el -48% para la serie W y el -46% para la serie RQR.
- Para los haces de fotones con calidades de rayos X paralelos al plano sagital y procedentes desde arriba (Figura 35), los porcentajes de subestimación y sobreestimación de la dosis eficaz son: -37% y +9% (relación entre 0,63 y 1,09) para la serie N, -38% y +5% (relación entre 0,62 y 1,05) para la serie W y -29% y +5% (relación entre 0,71 y 1,05) para la serie RQR.

Para los haces de fotones paralelos al plano sagital y procedentes desde abajo (Figura 36), los porcentajes de subestimación y sobreestimación de la dosis eficaz son: -37% y +48% (relación entre 0,63 y 1,48) para la serie N, -38% y +46% (ratio entre 0,62 y 1,46) para la serie W y -29% y +44% (ratio entre 0,71 y 1,44) para la serie RQR.

El rendimiento global del dosímetro es que puede estimar la dosis eficaz con una sobreestimación menor o igual al +48% y una subestimación menor o igual al -49% para todos los campos de radiación incluidos en la presente memoria, que son representativos del personal médico que trabaja en IR e IC.

- En un ejemplo adicional, otro dosímetro ejemplar según las realizaciones de la presente invención puede corresponder a un diseño similar al descrito en el ejemplo anterior, donde se hizo referencia a la Figura 29 y la Figura 30, aunque son diferentes en el sentido de que los dos elementos sensibles a la radiación son elementos detectores OSL Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C en lugar de TLDs, por ejemplo, solo difieren en la selección del elemento detector y las dimensiones físicas de estos elementos detectores. Estos detectores OSL tienen un espesor de 0,2 mm, que corresponde a un formato disponible comercialmente. La Figura 38 muestra una relación entre una estimación de dosis eficaz D<sub>combinada</sub> obtenible mediante este dosímetro ejemplar y la dosis E<sub>Prendas-RP</sub> eficaz de referencia de un ser humano adulto que lleva puestas prendas de plomo radioprotectoras, por ejemplo, tal como se representa mediante un maniquí antropomórfico simulado, para haces de fotones con diferentes calidades de rayos X y diferentes ángulos de incidencia. Se observará que este dosímetro ejemplar proporciona una relación entre la dosis estimada por el dosímetro y la dosis eficaz que es similar a la obtenida con el dosímetro basado en TLD en el ejemplo anterior, por ejemplo, la dosis eficaz estimada está dentro del +/-50% de la dosis oficaz de raforanzio.
- 40 la dosis eficaz de referencia.

5

25

En este ejemplo, aunque se aplicó un diseño similar al del ejemplo anterior, se usaron valores apropiados, por ejemplo, valores optimizados, de las constantes  $\alpha$  y  $\beta$  para una combinación lineal de ambos valores de detector con el fin de obtener la sobreestimación y la subestimación mínimas posibles de la dosis eficaz.

#### REIVINDICACIONES

1. Sistema (20) de dosimetría de radiación personal que comprende un dosímetro (1) de radiación personal para estimar una dosis eficaz de un ser humano adulto que lleva puesta una prenda radioprotectora, comprendiendo el dosímetro de radiación personal:

- 5 un elemento (2) de soporte estructural adaptado para fijarse a una superficie exterior de dicha prenda radioprotectora mientras está siendo usada, de manera que una superficie (7) posterior del elemento (2) de soporte estructural esté configurada para estar orientada hacia el cuerpo de dicho ser humano adulto y una superficie (3) frontal del elemento (2) de soporte estructural esté configurada para estar orientada a para estar orientada en dirección opuesta a dicho cuerpo, y
- 10 al menos dos detectores (5, 6) de radiación ionizante alojados en o acoplados a dicho elemento (2) de soporte estructural, teniendo cada detector de radiación ionizante una respuesta a dosis diferente como una función de una energía de los fotones y un ángulo de incidencia de la radiación con respecto a una dirección (4) de referencia desde dicha superficie frontal a dicha superficie posterior,
- estando caracterizado el sistema de dosimetría de radiación personal porque comprende un dispositivo (22) de procesamiento configurado para estimar una dosis eficaz registrada por dicho dosímetro de radiación personal mediante el cálculo de una combinación lineal predeterminada de valores de dosis recopilados por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante,

en el que dicha combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de dichos al menos dos detectores de radiación ionizante corresponde a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por dicho ser humano adulto bajo cada una de múltiples condiciones de exposición de referencia, determinándose la dosis eficaz para cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia experimentalmente o mediante simulaciones,

- en el que dichas múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden al menos una exposición a una onda de fotones plana que se propaga en dicha dirección (4) de referencia, una exposición a una onda de fotones
  plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con dicha dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con dicha dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con dicha dirección de referencia, y en el que cada una de dichas ondas de fotones planas tiene una distribución de energía que corresponde a una de las siguientes:
- una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 80 kV
   y filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo dicha calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-80 definido por la norma ISO 4037-1,

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo dicha calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60 definido por la norma ISO 4037-1 y

35 una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo dicha calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60 definido por la norma ISO 4037-1.

2. Sistema de dosimetría de radiación personal según la reivindicación 1, en el que dicha prenda radioprotectora comprende un delantal radioprotector y un escudo radioprotector tiroideo.

- 3. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la respuesta a dosis de un primer detector (5) de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante es al menos cinco veces más alta que la respuesta a dosis de un segundo detector (6) de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente que tiene energías de fotones en el intervalo de 20 keV a 30 keV,
- 45 en el que la respuesta a dosis del primer detector (5) de radiación ionizante es menos de tres veces más alta que la respuesta a dosis del segundo detector (6) de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente que tiene energías de fotones en el intervalo de 75 keV a 85 keV,

en el que la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho primer detector (5) de radiación ionizante es sustancialmente independiente de dicho ángulo de incidencia con respecto a dicha dirección de referencia en un intervalo de dicho ángulo desde 0° a al menos 60°,

50

en el que la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector (6) de radiación ionizante para

una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia es mayor o igual a 2,0 veces la respuesta por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector (6) de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 60 keV que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia, y

en el que la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector (6) de radiación ionizante para
una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia es mayor o
igual a 1,4 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector de radiación ionizante
para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga a lo largo de dicha dirección de referencia.

4. Sistema de dosimetría de radiación personal según la reivindicación 3, en el que la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector (6) de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 80 keV que se propaga en una dirección en un ángulo de 60° con respecto a dicha dirección de referencia es menos de 1,5 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire de dicho segundo detector de radiación ionizante para una radiación de fotones incidente de 100 keV que se propaga en dicha dirección en dicho ángulo de 60° con respecto a la dirección de referencia.

10

45

5. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cada
detector (5, 6) de radiación ionizante comprende un elemento sensible a la radiación y un filtro de radiación para filtrar la radiación incidente sobre el elemento sensible a la radiación de una manera dependiente de dicha energía de los fotones y/o de dicho ángulo de incidencia, siendo dicho elemento sensible a la radiación y/o dicho filtro de radiación diferentes para cada detector de radiación ionizante con el fin de obtener dichas respuestas a dosis diferentes de los mismos.

20 6. Sistema de dosimetría de radiación personal según la reivindicación 5, en el que dicho elemento sensible a la radiación comprende un detector termoluminiscente, un detector luminiscente estimulado ópticamente, un detector radiofotoluminiscente, un detector de diodo y/o un detector de almacenamiento directo de iones (DIS).

7. Sistema de dosimetría de radiación personal según la reivindicación 5 o la reivindicación 6, en el que dicho filtro de un primer detector (5) de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante está adaptado para atenuar la radiación de fotones que tiene energías de fotones en el intervalo de 20 keV a 40 keV en un factor de transmitancia en el intervalo de 0,20 a 0,60.

8. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, en el que dicho filtro de un segundo detector (6) de radiación ionizante de los al menos dos detectores de radiación ionizante está adaptado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de dicha dirección (4) de referencia con el fin de obtener una transmitancia de dicha radiación de fotones como una función de la energía de los fotones que sea sustancialmente proporcional a la transmitancia de la radiación de fotones como una función de la energía de los fotones a través de dicha prenda radioprotectora, en el que dicho filtro del segundo detector de radiación ionizante está adaptado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo dicha dirección (4) de referencia y que tiene energías en el intervalo de 50 keV a 60 keV en un factor de transmitancia en el intervalo de 35 0,02 a 0,25.

- 9. Sistema de dosimetría de radiación personal según la reivindicación 8, en el que dicho filtro del segundo detector de radiación ionizante comprende un primer elemento de filtrado para atenuar una radiación de fotones que se propaga a lo largo de dicha dirección (4) de referencia antes de incidir sobre dicho elemento sensible a la radiación, y un segundo elemento de filtrado para atenuar la radiación de fotones que se propaga a lo largo de dicha dirección (4) de referencia, estando dicho ángulo en el intervalo de 45° a 80°.
- 40 en un ángulo con dicha dirección (4) de referencia, estando dicho ángulo en el intervalo de 45° a 80°.

10. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo dicho elemento (2) de soporte estructural un filtro de retrodispersión soportado por dicha superficie posterior o que forma al menos parte de dicha superficie (7) posterior, estando dicho filtro de retrodispersión adaptado para atenuar la radiación que es retrodispersada hacia los al menos dos detectores de radiación ionizante por dicha prenda radioprotectora cuando el elemento (2) de soporte estructural está fijado a dicha superficie exterior de dicha prenda radioprotectora.

11. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende, además:

un lector (21) para la lectura de dicho dosímetro de radiación personal, estando dicho lector adaptado para 50 determinar los valores representativos de la dosis recogida por cada uno de dichos al menos dos detectores de radiación ionizante.

12. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el dispositivo de procesamiento está programado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores

para obtener una estimación de dosis eficaz, en el que la estimación de dosis eficaz tiene una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100 y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor o igual a 1,2 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-80.

13. Sistema de dosimetría de radiación personal según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el dispositivo de procesamiento está programado para calcular la combinación lineal predeterminada de los valores para obtener una estimación de dosis eficaz, en el que la estimación de dosis eficaz tiene una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire para una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-

10 100, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, es mayor o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene un distribución de energía correspondiente a N-120, y que incide sobre el dosímetro y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.

14. Procedimiento de dosimetría de radiación personal para estimar una dosis eficaz de un ser humano adulto que
15 lleva puesta una prenda radioprotectora, comprendiendo el procedimiento,

- posicionar al menos dos detectores de radiación ionizante sobre una superficie exterior de la prenda de radioprotección mientras se lleva puesta, teniendo los al menos dos detectores de radiación ionizante una respuesta a dosis diferente como una función de una energía de los fotones y un ángulo de incidencia de la radiación con respecto a una dirección de referencia dirigida hacia el cuerpo de un ser humano adulto,

20 comprendiendo además el procedimiento

5

- la detección de la radiación ionizante por parte de estos detectores de radiación ionizante y la determinación de los valores representativos de la dosis recogida por cada uno de los al menos dos detectores de radiación ionizante, y caracterizado por

- la estimación con un dispositivo de procesamiento de una dosis eficaz recibida por el ser humano adulto mediante
   el cálculo de una combinación lineal predeterminada de dichos valores representativos de la dosis, correspondiendo la combinación lineal predeterminada de las respuestas a dosis de los al menos dos detectores de radiación ionizante a una estimación en el intervalo del 40% al 160% de la dosis eficaz recibida por el ser humano adulto bajo cada una de múltiples condiciones de exposición de referencia, determinándose la dosis eficaz para cada una de las múltiples condiciones de exposición de referencia experimentalmente o mediante simulaciones
- 30 en el que dichas múltiples condiciones de exposición de referencia comprenden al menos una exposición a una onda de fotones plana que se propaga en la dirección de referencia, una exposición a una onda de fotones plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 45° con la dirección de referencia y una exposición a una onda de fotones plana que se propaga a lo largo de una dirección en un ángulo de 60° con la dirección de referencia, y en el que cada una de estas ondas de fotones planas tiene una distribución de energía correspondiente a una de las siguientes:

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 80 kV y filtrada por 0,50 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X corresponde al espectro de rayos X ancho W-80 definido por la norma ISO 4037-1,

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 60 kV
 y filtrada por 0,60 mm de Cu y 4,00 mm de Al, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X estrecho N-60 definido por la norma ISO 4037-1 y

una calidad de radiación de rayos X que puede obtenerse mediante un voltaje máximo del tubo de rayos X de 60 kV y filtrada por 0,30 mm de Cu y 4,00 mm de AI, correspondiendo esta calidad de radiación de rayos X al espectro de rayos X ancho W-60 definido por la norma ISO 4037-1.

- 45 15. Procedimiento según la reivindicación 14, en el que el cálculo de la combinación lineal predeterminada de los valores comprende calcular una estimación de dosis eficaz que tiene una respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene una distribución de energía correspondiente a N-100 y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia, que es mayor o igual a 1,1 veces la respuesta a dosis por unidad de kerma en aire a una onda de fotones plana que tiene a una onda de fotones plana que tiene a N-120 y que incide sobre los detectores y que se propaga a lo largo de la dirección de referencia.
  - 31

ES 2 813 577 T3



Energía de fotones (KeV)





FIG. 2 - TÉCNICA ANTERIOR





FIG. 4



FIG. 5



Calidad de radiación

FIG. 6

ES 2 813 577 T3







ES 2 813 577 T3



**FIG. 9** 



Calidad de radiación

FIG. 10



















ES 2 813 577 T3







Calidad de radiación

FIG. 17

ES 2 813 577 T3





FIG. 19

ES 2 813 577 T3







FIG. 21







FIG. 23







ES 2 813 577 T3



FIG. 26



Energía de fotones (keV)

FIG. 27











FIG. 32



FIG. 33

ES 2 813 577 T3







FIG. 35



FIG. 36



ES 2 813 577 T3



FIG. 38