

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 642 220**

51 Int. Cl.:

**H01J 35/06** (2006.01)

**H01J 35/18** (2006.01)

**H01J 35/12** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.02.2014 PCT/GB2014/050559**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.09.2014 WO14132049**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.02.2014 E 14709739 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.08.2017 EP 2962323**

54 Título: **Aparato para la generación de rayos X de baja energía**

30 Prioridad:  
**27.02.2013 GB 201303517**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**15.11.2017**

73 Titular/es:  
**ENXRAY LIMITED (100.0%)  
Liverpool Innovation Park Edge Lane  
Liverpool, L7 9NJ, GB**

72 Inventor/es:  
**UDALOV, YURI y  
MITKO, SERGEY**

74 Agente/Representante:  
**SALVA FERRER, Joan**

ES 2 642 220 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Aparato para la generación de rayos X de baja energía

## 5 Campo de la invención

[0001] La presente invención se refiere a aparatos para la generación de rayos X. Es particularmente aplicable, pero no limitado, a los generadores de rayos X de baja energía para esterilizar artículos médicos, productos farmacéuticos o envases para productos alimenticios o de bebida. A continuación se analizan otras posibles aplicaciones.

## Antecedentes de la invención

[0002] Los generadores de rayos X se usan a menudo en instalaciones de fabricación o envasado para esterilizar artículos médicos, productos farmacéuticos o envases para productos alimenticios o de bebida.

[0003] En dichas aplicaciones, tales como la esterilización de envases, convencionalmente el artículo a esterilizar se expone a radiación por rayos X producida por medio de una fuente radiactiva tal como cobalto radiactivo. Dicha radiación comprende rayos X "duros", es decir radiación que tiene una alta energía, medida en millones de electrón-voltios (eV).

[0004] Los rayos X "duros" son típicamente producidos por un proceso de desintegración radiactiva, cuando los núcleos experimentan una transición a un elemento diferente de la tabla periódica, emitiendo simultáneamente energía a través de ondas electromagnéticas. Esto ocurre en las denominadas "fábricas gamma", que utilizan la desintegración del cobalto radiactivo y emiten fotones de rayos X de alta energía (en este caso, denominados partículas gamma, aunque todavía es radiación de rayos X, que sólo tiene una energía específica o longitud de onda).

[0005] Las normas actuales de esterilización requieren una dosificación del orden de 25 kGy (kilograys) para conseguir una destrucción eficaz de bacterias a un nivel aceptable. Dicha dosificación requiere la exposición del envase a una fuente radiactiva durante un período prolongado de tiempo, normalmente varias horas. Para que esto sea practicable, tal esterilización se realiza generalmente en lotes compuestos por una o más cargas de palets de productos. Esto es posible porque los rayos X "duros", en virtud de su alta energía, tienen la capacidad de penetrar profundamente en una gran pila de paquetes.

[0006] Sin embargo, más recientemente, como se ha analizado en el documento GB 2444310 A, se ha descubierto que rayos X de baja energía o "blandos" pueden ser más adecuados para la esterilización de superficies. Los rayos X "blandos" se caracterizan por ser de energía relativamente baja, con energías cuánticas predominantemente en el intervalo de 5 a 20 keV. Debido a su baja energía, estos rayos X blandos tienen mayor absorción. Como resultado, la eficiencia de los rayos X en la destrucción de bacterias sobre la superficie es alta y la exposición total que se requiere puede ser menor que cuando se utilizan rayos X de alta energía. La dosificación de rayos X más baja también es deseable en la medida en que reduce el riesgo de dañar el material que se está esterilizando, y la suavidad de los rayos X también permite su uso seguro en una línea de producción sin riesgo para el personal o la necesidad de blindaje de plomo.

[0007] Dichos rayos X "blandos" se pueden generar usando un acelerador de partículas (por ejemplo, un cañón de electrones) para generar un flujo de partículas cargadas. Cuando estas partículas se desaceleran debido a la interacción con la materia - por ejemplo, cuando chocan contra un objetivo metálico - emiten radiación electromagnética. Si la energía inicial del haz de partículas es suficientemente alta, la radiación electromagnética se encuentra en el rango de rayos X del espectro de emisión.

[0008] Los electrones también emiten rayos X cuando cambian la dirección de su movimiento, como en el caso de los sincrotrones (la radiación de sincrotrón puede generarse en un amplio campo espectral, incluyendo rayos X).

[0009] En el presente trabajo, se trata el enfoque basado en la aceleración de la producción de rayos X blandos. La mayoría de las fuentes de rayos X funcionan a bajos niveles de potencia (ya que se trata de aparatos médicos/dentales de rayos X, ensayos no destructivos (NDT) y equipos de inspección de equipaje). Esto se determina por las tareas específicas del equipo: tienen que producir un haz de rayos X que asegure la mejor calidad

de imagen posible. Además, estas fuentes se generan típicamente como una fuente puntual, debido a los requisitos de la formación de imágenes de rayos X. La mejor manera de crear tales haces para aplicaciones de imagen es acelerar los electrones en el vacío y después dirigirlos sobre un objetivo metálico.

5 **[0010]** Sin embargo, los tubos de rayos X basados en vacío con cátodos calentados no son bien adecuados para largos periodos de operación de servicio pesado, como sería el caso con aplicaciones de esterilización. Por lo tanto, en el presente trabajo, se ha escogido un enfoque a la producción de rayos X basada en la generación de electrones en dispositivos llenos de gas con cátodos fríos, en lugar de en fuentes de haz de electrones basadas en vacío con filamentos calentados.

10

**[0011]** Los sistemas generadores de rayos X "blandos" existentes, tales como el descrito en el documento GB 2444310 A, tienen una serie de desventajas, al menos en parte como resultado de la disposición de los electrodos de cátodo y ánodo y la aparición de arco entre ellos. El arco entre los electrodos, y la consecuente erosión de los electrodos, conduce a una disminución de la vida operativa del sistema. También afecta a su capacidad para producir rayos X estables, fiables y reproducibles homogéneamente sobre una gran sección transversal de cabeza emisora, y para proporcionar una operación continua y consistente.

**[0012]** Por lo tanto, las realizaciones de la presente invención buscan alcanzar uno o más de los siguientes: (1) aumentar la vida operativa del sistema generador de rayos X; (2) para permitir que funcione sobre una gran sección transversal de la cabeza emisora de rayos X; (3) para mejorar la estabilidad y reproducibilidad (minimizando la variación de pulso a pulso de la energía generada) del dispositivo; y (4) evitar las inestabilidades de arco y descarga que reducen la fiabilidad del dispositivo cuando se utiliza en entornos industriales que requieren altos niveles de funcionamiento continuo y consistente.

25 **[0013]** La técnica antecedente se proporciona en el documento EP 1 058 286 A1, que describe una fuente de rayos X miniatura para el tratamiento intravascular de lesiones en el tejido corporal, comprendiendo la fuente de rayos X un primer miembro de soporte y un segundo miembro de soporte, en la que el primer y segundo miembros de soporte se unen entre sí para formar una cavidad entre ellos y de tal forma que se aíslan eléctricamente entre sí. Un cátodo y un ánodo están dispuestos dentro de la cavidad y opuestos entre sí. El cátodo está fabricado adecuadamente de material tipo diamante, y comprende al menos un elemento puntiagudo.

30

### Resumen de la invención

**[0014]** La presente invención es una fuente de rayos X según se define en la reivindicación 1 de las reivindicaciones adjuntas. También se proporciona un método como se define en la reivindicación 15.

35

**[0015]** Por lo tanto, de acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona una fuente de rayos X para producir rayos X blandos para esterilizar un artículo, comprendiendo la fuente de rayos X: un cátodo que tiene una estructura emisora de electrones soportada por un estructura de soporte, siendo la estructura emisora de electrones al menos parcialmente transparente a los rayos X dentro de una región delimitada por la estructura de soporte; un ánodo que tiene una superficie emisora de rayos X paralela a la estructura emisora de electrones del cátodo; y un separador eléctricamente aislante dispuesto entre el ánodo y el cátodo; en la que la estructura emisora de electrones del cátodo y la superficie emisora de rayos X del ánodo se disponen de tal forma que, en uso, la estructura emisora de electrones está operativa para bombardear el ánodo con electrones, haciendo que los rayos X sean emitidos desde la superficie emisora de rayos X y pasen a través del cátodo; y en la que el separador aislante está dispuesto entre el ánodo y la estructura de soporte del cátodo y sobresale más allá de la estructura de soporte, a través de parte del ánodo, en dicha región.

40

45

**[0016]** La expresión "región delimitada por la estructura de soporte" como se ha usado anteriormente y en el presente documento debe interpretarse ampliamente, para incluir una disposición en la que la estructura de soporte está presente solamente en dos lados opuestos de la región en cuestión, así como disposiciones en que la estructura de soporte rodea sustancial o completamente la región en cuestión.

50

**[0017]** En virtud de que el separador aislante se proyecta más allá de la estructura de soporte del cátodo, en dicha región, a través de parte del ánodo, esto evita, o al menos mitiga, la formación de lugares en la proximidad del cátodo y el ánodo donde la intensidad del campo eléctrico podría aumentar sustancialmente. En efecto, el separador aislante "suaviza" la distribución del campo eléctrico en la proximidad del ánodo y el cátodo. Esto reduce la probabilidad de rotura eléctrica entre los electrodos de cátodo y ánodo, reduciendo de este modo la probabilidad de arco entre los electrodos, y reduciendo la aparición de erosión de los electrodos. Como consecuencia, esto aumenta

55

la vida operativa del sistema generador de rayos X, haciéndole más útiles para una operación continua y consistente a niveles de potencia elevados, permitiéndole entregar una descarga más homogénea sobre una gran sección transversal de la cabeza emisora de rayos X, y mejora la estabilidad general, la fiabilidad y la reproducibilidad del dispositivo.

5

**[0018]** En una realización actualmente preferida, la distancia de proyección del separador aislante más allá de la estructura de soporte del cátodo, en dicha región, es de aproximadamente 15 mm. Se ha encontrado que esto proporciona resultados óptimos.

10 **[0019]** Preferiblemente, la anchura de la superficie emisora de rayos X no cubierta por el separador aislante está en el intervalo de aproximadamente 3 cm a aproximadamente 10 cm.

**[0020]** Preferiblemente, el espesor del separador aislante es de aproximadamente 2 mm.

15 **[0021]** Preferiblemente, el separador aislante está hecho de un material cerámico tal como alúmina ( $Al_2O_3$ ). Sin embargo, pueden utilizarse otros materiales aislantes (en particular, otras cerámicas).

**[0022]** Preferiblemente, la estructura emisora de electrones del cátodo tiene una estructura de rejilla o malla. Particularmente, preferiblemente la transparencia geométrica de la rejilla o estructura de malla es de  
20 aproximadamente el 70 % al 80 %.

**[0023]** De acuerdo con la presente invención, la fuente de rayos X comprende además una ventana transparente de rayos X en el lado opuesto del cátodo desde el ánodo, definiendo la ventana una cámara entre la ventana y el ánodo; en la que la cámara contiene un gas a presión subatmosférica tal como para permitir una  
25 descarga en el gas. El gas puede ser un gas inerte tal como helio o nitrógeno, o puede ser aire. Preferiblemente, se proporciona un tamiz molecular entre el suministro de gas y la cámara, para evitar que la humedad o el polvo, etc., entren en la cámara. También puede proporcionarse una bomba de vacío en comunicación con la cámara, para conseguir y mantener la presión subatmosférica dentro de la cámara.

30 **[0024]** Preferiblemente, la ventana transparente de rayos X comprende Kapton™ (RTM), ya que se ha descubierto que tiene propiedades ventajosas (incluyendo volverse más fuerte cuando se expone a rayos X, mientras que otros materiales pueden romperse o volverse frágiles con el tiempo).

**[0025]** Particularmente, preferiblemente la ventana está formada por un material eléctricamente conductor, o  
35 comprende además un revestimiento formado por un material eléctricamente conductor. Esto permite que la ventana se mantenga al mismo potencial eléctrico que la estructura emisora de electrones del cátodo, impidiendo así que las partículas cargadas del cátodo sean aceleradas hacia la ventana y se dañen. Por consiguiente, la ventana ventajosamente puede estar conectada eléctricamente a la estructura emisora de electrones del cátodo.

40 **[0026]** Preferiblemente, el ánodo está formado por un bloque metálico, al menos varios milímetros de espesor.

**[0027]** Preferiblemente, el ánodo comprende además medios de enfriamiento, tales como una o más tuberías de refrigeración en comunicación térmica con el ánodo.

45

**[0028]** Preferiblemente, la estructura emisora de electrones del cátodo está al menos parcialmente formada por cobre. Preferiblemente, el ánodo está también al menos parcialmente formado por cobre. Por ejemplo, puede estar formado por cobre a granel, o hierro revestido con cobre. Aunque el cobre es el material actualmente preferido para el cátodo y el ánodo, se pueden usar otros materiales, siempre que tengan líneas de emisión características en  
50 el intervalo espectral por debajo de 10-12 keV.

**[0029]** La fuente de rayos X puede comprender además un cable de alimentación conectado eléctricamente al ánodo.

55 **[0030]** Preferiblemente, la fuente de rayos X comprende además un material de aislamiento configurado para adaptarse a la impedancia de onda del cable de alimentación con la impedancia de onda del ánodo. Esto reduce ventajosamente las reflexiones de los impulsos de tensión aplicados al cabezal del emisor.

**[0031]** Preferiblemente, la estructura emisora de electrones del cátodo está al potencial de tierra.

- 5 [0032] Preferiblemente, la estructura emisora de electrones del cátodo está conectada eléctricamente a la estructura de soporte del cátodo, permitiendo que la estructura emisora de electrones y la estructura de soporte del cátodo se mantengan a un potencial común.
- [0033] Preferiblemente, la estructura de soporte del cátodo está conectada a, o formada integralmente con, una estructura de alojamiento para la fuente de rayos X. La estructura de alojamiento puede estar dispuesta alrededor de al menos parte del ánodo.
- 10 [0034] Preferiblemente, el separador aislante se extiende entre la estructura de alojamiento y el ánodo.
- [0035] Preferiblemente, la fuente de rayos X comprende además medios para generar una tensión entre el ánodo y el cátodo.
- 15 [0036] Particularmente, preferiblemente, los medios para generar una tensión comprenden medios de almacenamiento de energía inductiva. Con tal disposición, la corriente ascendente da como resultado un aumento de tensión en los inductores, reduciendo así eficazmente la tensión aplicada a cualquier chispa que se pueda crear dentro del generador de rayos X, funcionando eficazmente como un limitador de amortiguación automática. Esto mejora adicionalmente la estabilidad operativa y la longevidad del dispositivo de rayos X.
- 20 [0037] Preferiblemente, los medios para generar una tensión están configurados para suministrar impulsos de alta tensión de corta duración al ánodo.
- [0038] Preferiblemente, la fuente de rayos X está configurada para emitir rayos X con energías cuánticas en el intervalo de 5 keV a 20 keV, aunque esta energía puede aumentarse si se requiere por una aplicación particular.
- 25 [0039] La presente descripción también proporciona un aparato de esterilización que comprende una fuente de rayos X de acuerdo con el primer aspecto de la invención.
- 30 [0040] La presente divulgación también proporciona una línea de producción o una instalación de fabricación o envasado que comprende dicho aparato de esterilización.
- [0041] De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se proporciona un método de esterilización de un artículo, comprendiendo el método la irradiación del artículo con radiación de rayos X usando una fuente de rayos X de acuerdo con el primer aspecto de la invención.
- 35 [0042] El artículo que se irradia puede ser, por ejemplo, un artículo médico, un producto farmacéutico, un material de envasado para un producto alimenticio o de bebida, una película de plástico, una muestra de sangre o un producto alimenticio o bebida.
- 40 [0043] La presente descripción también proporciona una ventana de desacoplamiento para una fuente de rayos X, comprendiendo la ventana un material que es al menos parcialmente transparente a los rayos X; en la que la ventana está formada por un material eléctricamente conductor o comprende además un revestimiento formado por un material eléctricamente conductor.
- 45 **Breve descripción de los dibujos**
- [0044] A continuación se describirán realizaciones de la invención, sólo a modo de ejemplo, y con referencia a los dibujos en los que:
- 50 La Figura 1 es un diagrama esquemático en sección transversal de un generador de rayos X de acuerdo con una realización de la presente invención;
- La Figura 2 ilustra datos de transmisión de rayos X para una ventana Kapton™ del generador de rayos X (siendo los datos representados datos de transmisión de rayos X con respecto a la película de poliimida Kapton™ de 75 µm de
- 55 espesor);
- la Figura 3 es un gráfico del coeficiente de absorción de energía-másica frente a energía fotónica para material de envasado plástico típico (de densidad 1 g cm<sup>-3</sup>);
- la Figura 4 es un gráfico de la eficacia de la dosis en función de la energía fotónica;
- la Figura 5 ilustra la generación de rayos X por un haz de electrones que incide en un blanco metálico;

Las Figuras 6a, 6b y 6c proporcionan una comparación de espectros bremsstrahlung teóricos y experimentales; la Figura 7 es una representación gráfica que muestra la intensidad de la radiación característica de Cu K $\alpha$ ; la Figura 8 es un diagrama esquemático de un aparato de línea de producción en el que una película de plástico se esteriliza con rayos X;

- 5 la Figura 9 es una representación gráfica que muestra la distribución de la tasa de dosis específica a lo largo de una película de plástico; y  
la Figura 10 ilustra datos representativos para el área de dosis integral para una fuente de rayos X de ánodo de cobre, calculada para diferentes distancias y tensiones.

## 10 Descripción detallada de realizaciones específicas

**[0045]** Las presentes realizaciones representan las mejores formas conocidas por los solicitantes de poner en práctica la invención. Sin embargo, no son las únicas maneras de conseguirlo.

### 15 *Descripción general de la realización actualmente preferida*

**[0046]** La Figura 1 ilustra un generador de rayos X 12 que comprende un tubo de rayos X de descarga lleno de gas con almacenamiento de energía inductiva para la esterilización de productos tales como artículos médicos de plástico. La cabeza emisora 13 del tubo de rayos X comprende un cátodo frío 1 hecho de una rejilla o malla metálica altamente transparente, y un ánodo 2 hecho de metal masivo alimentado por impulsos de alta tensión de corta duración. Los electrones emitidos por el cátodo de rejilla 1 golpean el ánodo 2 de metal y generan radiación de rayos X característica y bremsstrahlung desde la superficie de emisión 14 del ánodo 2. La radiación de rayos X pasa a través de la rejilla de cátodo 1 e irradia el artículo o artículos a esterilizar.

25 **[0047]** Un separador eléctricamente aislante (preferiblemente cerámico) 4 proporciona medios para evitar el cortocircuito o el arco del espacio de descarga de ánodo-cátodo tras la aplicación de potencia pulsada, logrando así una vida útil operativa aumentada y un funcionamiento más estable y reproducible, creando también condiciones para generar un haz de rayos X sobre un área grande.

30 **[0048]** Además, en la realización actualmente preferida, se utiliza una fuente de alimentación no basada en almacenamiento de energía capacitiva sino en almacenamiento de energía inductiva.

**[0049]** Ha de apreciarse que el diagrama de la Figura 1 no está a escala. Además, las mediciones incluidas en este diagrama se refieren solamente a una realización actualmente preferida, y son solamente a modo de ejemplo; en realizaciones alternativas las características constituyentes pueden tener mediciones diferentes. Las regiones componentes en el lado izquierdo de la Figura 1 son especulares predominantemente a las de la derecha; para mayor claridad, cada componente se ha etiquetado sólo una vez.

### *Descripción detallada del generador de rayos X*

40 **[0050]** La Figura 1 ilustra un generador de rayos X 12 de acuerdo con una realización actualmente preferida de la presente invención. Un haz de rayos X homogéneo se genera a partir de un irradiador con una gran área de sección transversal, en lugar de una fuente puntual. Es posible una amplia gama de formas y dimensiones de la cabeza emisora 13. Por ejemplo, puede ser larga y delgada (por ejemplo, extendiéndose con sección transversal uniforme normal al plano de la Figura 1), redonda o cuadrada, o cualquier otra forma - dependiendo de los requisitos dictados por la forma del blanco que se está irradiando.

**[0051]** Como se ha ilustrado, el sistema de electrodos del generador de rayos X 12 comprende un cátodo 1 y un ánodo 2. El cátodo 1 tiene una estructura emisora de electrones de rejilla o malla (como se describe con más detalle a continuación, una serie de metales diferentes que poseen buena conductividad térmica y eléctrica). El cátodo 1 está conformado y configurado de tal manera que los rayos X pueden penetrar en la estructura con relativa libertad. En la realización actualmente preferida, la malla del cátodo 1 tiene una transparencia geométrica de aproximadamente el 70 % al 80 % (por debajo de este intervalo funcionará menos eficientemente, reduciendo la conversión del rendimiento energético a rayos X, mientras que por encima de este intervalo la malla puede ser demasiado frágil y romperse).

**[0052]** El ánodo 2 está hecho de un bloque metálico de al menos varios milímetros de espesor, lo que proporciona la posibilidad de un mejor enfriamiento del ánodo 2 y la eliminación de calor a través de tubos de refrigeración 6. Esto es importante para el funcionamiento estable y continuo del dispositivo en un entorno operativo

real. El bloque metálico se puede enfriar utilizando una amplia gama de sistemas de refrigeración que emplean un intercambio de calor. Por ejemplo, un sistema de enfriamiento basado en agua que funciona a una velocidad de 1 litro/segundo sería suficiente para disipar 200 kW de energía térmica absorbida por el bloque metálico.

5 **[0053]** El material preferido para los electrodos 1, 2 es cobre, debido al hecho de que el cobre emite una línea fuerte de radiación característica Cu K - la primera línea de emisión de K característica de cobre en una parte de baja energía (8 keV) del espectro de *rayos X*. Sin embargo, es posible fabricar los electrodos 1, 2 a partir de otros metales o materiales conductores, de los cuales su superficie puede estar cubierta con una fina capa de cobre para proporcionar propiedades de emisión similares al cobre a granel. Es preferible que tanto el cátodo 1 como el ánodo 2  
10 estén constituidos o tengan su superficie cubierta con un material similar con el fin de evitar un eventual cambio en las propiedades del espectro de emisión debido a los cambios de la composición de la superficie en el caso de salpicaduras, lo que puede ocurrir si los electrodos 1, 2 están compuestos por materiales diferentes. El cobre es el material actualmente preferido para los electrodos 1, 2; sin embargo, se pueden usar otros materiales, siempre que tengan líneas de emisión características en el intervalo espectral por debajo de 10-12 keV.

15 **[0054]** El espacio entre el cátodo 1 y el ánodo 2 se llena con gas a presión subatmosférica (presión baja o intermedia). Puede ser un gas inerte especialmente seleccionado, tal como helio o nitrógeno, pero como alternativa, se puede usar aire normal para llenar el dispositivo. La presión del gas en el interior del dispositivo se puede controlar con una bomba de vacío externa conectada al dispositivo a través de una abertura 9. Para llenar el gas, se  
20 utiliza una abertura desde el lado opuesto del recipiente, que proporciona una fuga de gas controlada a través de una válvula 11. Para asegurar que no entra humedad, polvo, etc. en el irradiador, se coloca un tamiz molecular 10 después de la válvula.

**[0055]** Se ha demostrado con éxito un prototipo de trabajo utilizando una descarga en aire a una presión de 5  
25 mbar. Sin embargo, como se ha mencionado anteriormente, se pueden usar otros gases, lo que permitirá que las formas de realización funcionen a diferentes presiones.

**[0056]** Otra parte importante del sistema es una ventana de desacoplamiento 3, que forma una cámara entre el ánodo 2 y la ventana 3 en la que está contenido el gas anteriormente mencionado, y también encierra el cátodo 1.  
30 En la realización actualmente preferida esta ventana 3 está hecha de una película de poliimida, preferiblemente Kapton™. Aunque pueden utilizarse otros materiales, hasta la fecha, Kapton™ es el mejor que se ha encontrado, ya que demuestra algunas características particularmente atractivas en esta aplicación, ya que se vuelve más fuerte cuando se expone a los *rayos X*, mientras que otros materiales pueden romperse o volverse frágiles con el tiempo. Idealmente, la ventana 3 debe cumplir varios requisitos: debe soportar la diferencia de presión y no romperse, tener  
35 bajas pérdidas de absorción para los *rayos X* (véanse datos de transmisión en la Figura 2), y no debe perder su resistencia y transparencia bajo la influencia de intensidad una intensa irradiación de *rayos X*. Pueden utilizarse materiales distintos de Kapton™ para la ventana de desacoplamiento 3, siempre que tengan propiedades del material y características de transmisión similares a las de Kapton™, o mejor, aunque actualmente no se conoce tal material.

40 **[0057]** La ventana 3 está formada preferiblemente por un material eléctricamente conductor, o la superficie interna de la ventana 3 puede estar cubierta con una capa delgada de material eléctricamente conductor. Por ejemplo, se puede depositar una capa de material conductor tal como grafito sobre la superficie interior de la ventana 3. En esta realización actualmente preferida, sin embargo, se usa una película de poliimida conductora  
45 eléctricamente disponible comercialmente, Kapton™ RS, para formar la ventana 3. Kapton™ RS comprende una película de poliimida cargada con carbono conductor. Haciendo que la ventana 3 sea eléctricamente conductora, esto permite que la ventana 3 se mantenga al mismo potencial eléctrico que la rejilla o malla del cátodo 1, impidiendo así que un campo eléctrico "cuelgue" entre las celdas de la rejilla/malla de cátodo la dirección de la ventana de desacoplamiento 3 (lo que daría lugar a un flujo constante de electrones acelerados hacia la ventana 3,  
50 dando como resultado la pulverización catódica del material de la ventana y causando su daño).

**[0058]** El cátodo 1 está montado en, y está conectado eléctricamente a, una estructura de soporte metálica  
15 que se mantiene al potencial de tierra. Por lo tanto, el cátodo 1 tiene un potencial similar. La estructura de soporte del cátodo 15 está conectada a, o formada integralmente con, una estructura de alojamiento 5 en la que al menos  
55 parte del ánodo 2 está montada. La estructura de soporte del cátodo 15 (y el resto de la estructura de alojamiento 5) está aislada eléctricamente del ánodo 2 por el separador aislante 4. La ventana de acoplamiento 3 está también montada en la estructura de alojamiento 5, sobre el cátodo 1. Si, la ventana de desacoplamiento 3 es eléctricamente conductora, entonces la ventana de desacoplamiento 3 está conectada eléctricamente a la estructura de alojamiento

5 y a la estructura de soporte de cátodo 15, de manera que la ventana 3 está al mismo potencial eléctrico que el cátodo 1.

**[0059]** La estructura de soporte del cátodo 15 y/o la estructura de alojamiento 5 pueden estar formadas por 5 acero inoxidable, o cualquier otro material adecuado.

**[0060]** Los impulsos de alta tensión se suministran por una fuente de alimentación al irradiador a través de un cable de alta tensión 7. La fuente de alimentación es preferiblemente un generador de alta tensión con almacenamiento de energía inductiva. Esto último es importante para el funcionamiento estable del dispositivo, y las 10 razones de esto se explican a continuación.

**[0061]** Una pieza a granel de material de aislamiento 8 que coincide con la impedancia de onda del cable de alimentación 7 con la impedancia de onda de la cabeza emisora 13 sirve eficazmente como transformador, que reduce las reflexiones de los impulsos de tensión aplicados a la cabeza emisora 13.

15 *Separador aislante (por ejemplo, cerámico)*

**[0062]** Aunque, en la realización actualmente preferida descrita a continuación, el separador aislante 4 está hecho de un material cerámico (por ejemplo, alúmina), en realizaciones alternativas puede estar hecho de otros 20 materiales aislantes en su lugar.

**[0063]** El separador cerámico 4 sirve para aislar la superficie emisora del ánodo 14 de la estructura de soporte de cátodo 15 y la carcasa metálica 5, y mejora simultáneamente la estabilidad operativa del emisor. Con el fin de conseguir esta mejora en la estabilidad, se ha disminuido el tamaño de la superficie emisora 14 haciendo que 25 la abertura proporcionada por el separador cerámico 4 sea ligeramente menor que la abertura proporcionada por la parte de soporte del cátodo de la carcasa 15. En el ejemplo mostrado en la Figura 1, esta diferencia es de 15 mm de material cerámico adicional que sobresale a través de la superficie del ánodo 2. Con respecto a esta distancia por la cual el separador cerámico 4 se proyecta a través del ánodo 2, se ensayaron distancias menores de 15 mm con resultados insatisfactorios. Las distancias mayores de 15 mm darán como resultado un funcionamiento eficaz, pero 30 reducirán el área de emisión de rayos X, y por lo tanto el rendimiento. Por lo tanto, en la realización actualmente preferida, la distancia por la cual el separador cerámico 4 sobresale a través del ánodo 2 es de aproximadamente 15 mm.

**[0064]** Al tener este separador cerámico 4 evitamos la formación de lugares en la proximidad de los 35 electrodos de cátodo y ánodo 1, 2 donde la intensidad del campo eléctrico podría aumentar sustancialmente. En efecto, el separador cerámico 4 "suaviza" la distribución del campo eléctrico en la proximidad de los electrodos 1, 2. En fuentes de rayos X conocidas en la técnica, que tienen lugares en los que la intensidad del campo eléctrico puede aumentar sustancialmente, existe una posibilidad sustancial de que habrá una interrupción eléctrica corta entre los electrodos, dando como resultado un arco de la carga y una interrupción de la generación de rayos X. El 40 resultado será la erosión de los electrodos y el posterior deterioro del lado interno del dispositivo.

**[0065]** Como se ilustra, el separador cerámico aislante 4 también se extiende preferiblemente hacia abajo, entre la estructura de alojamiento 5 y los lados del ánodo 2, así como proyectándose a través de la superficie del ánodo 2. Por lo tanto, la estructura de alojamiento 5 está aislada eléctricamente del ánodo 2.

45 **[0066]** El espesor del separador cerámico 4 es preferiblemente de aproximadamente 3 mm, como se ilustra. El separador cerámico 4 se coloca preferiblemente en contacto con la superficie superior del ánodo 2 y en contacto con el lado inferior de la estructura de soporte del cátodo 15 y la superficie interior de al menos parte del alojamiento 5.

50 **[0067]** La anchura de la superficie emisora de rayos X 14 del ánodo 2 expuesta entre los bordes opuestos del separador de cerámica 4 está preferiblemente en el intervalo de aproximadamente 3 cm a aproximadamente 10 cm. El haz de rayos X producido a partir de la superficie emisora de rayos X expuesta 14 es homogéneo y bien dirigido.

55 **[0068]** Como se ha mencionado anteriormente, aunque el separador 4 de la realización actualmente preferida está hecho de un material cerámico (por ejemplo, alúmina), en realizaciones alternativas se pueden usar otros materiales aislantes.

**[0069]** Nuestra experiencia muestra que en el caso de un diseño regular del electrodo, cuando no hay separador aislante protector 4 (no necesariamente cerámico), una vez por cada 10.000 pulsos puede producirse una chispa debido a inestabilidades de descarga. A niveles de potencia superiores a varios kW, se utilizarán más materiales térmicamente estables; sin embargo, no un material tal como Teflon™, ya que es demasiado aislante de la carga. Dado que nuestro dispositivo puede funcionar a una frecuencia de repetición de hasta 20 kHz, esto significará eficazmente que sin estos medios de protección el dispositivo puede ser adecuado para la investigación científica a corto plazo, pero será completamente inadecuado para el funcionamiento industrial de rutina. Sin embargo, el separador de aislamiento protector 4 permite que el presente generador de rayos X sea empleado en un funcionamiento continuo a largo plazo, tal como en una línea de producción en una instalación de fabricación o envasado.

**[0070]** Otra característica importante de nuestro sistema es una combinación de dos medios protectores. Uno de ellos es el separador de cerámica especialmente conformado mencionado anteriormente 4, y el otro es el uso de una fuente de alimentación no basada en almacenamiento de energía capacitiva sino en almacenamiento de energía inductiva. La diferencia aquí se produce debido a los siguientes efectos:

En un dispositivo de almacenamiento capacitivo, si se produce una avería accidental, no se ve afectado por la propia fuente de alimentación, y puede desarrollar una chispa eléctrica completa que dañaría la superficie de los electrodos y el propio dispositivo. Sin embargo, empleando una fuente de alimentación de almacenamiento de energía inductiva, la corriente ascendente da como resultado un aumento de tensión en los inductores, reduciendo así eficazmente la tensión aplicada a una chispa. En efecto, funciona como un limitador de auto-amortiguación. Junto con el protector de cerámica 4, esto mejora sustancialmente la estabilidad operativa y la longevidad del dispositivo.

**[0071]** También hay un subproducto auxiliar pero beneficioso del presente sistema, concretamente, la generación de radiación UV dentro de la cámara entre el cátodo 1 y el ánodo 2, que asegura un entorno estable y estéril dentro del dispositivo de rayos X.

*Resumen de componentes en el aparato de la Figura 1, con especificaciones ejemplares*

**[0072]**

1. Rejilla catódica (preferiblemente cobre) que tiene una transparencia geométrica de aproximadamente el 70-80 %
2. Ánodo (preferiblemente cobre o hierro cubierto con cobre)
3. Ventana de salida (por ejemplo, Kapton™ 200RS100)
4. Separador aislante (por ejemplo, cerámica de alúmina)
5. Carcasa (por ejemplo, acero inoxidable) al potencial de tierra
6. Tuberías de refrigeración (los líquidos refrigerantes adecuados son, por ejemplo, aceite de transformador o aceite de silicona)
7. Cable de alta tensión
8. Aislamiento que coincide con la impedancia de onda del cable con la cabeza del emisor
9. Puerto para bombear gases (por ejemplo, aire seco o nitrógeno, a 3-10 mbar)
10. Cartucho con tamiz molecular (por ejemplo, X13)
11. Válvula de fuga regulada
12. Generador de rayos X
13. Cabeza emisora
14. Superficie emisora
15. Estructura de soporte de cátodo (por ejemplo, acero inoxidable)

*Rayos X blandos en la región de rayos Grenz*

50

**[0073]** La siguiente sección proporciona más detalles sobre los rayos X blandos generados por las realizaciones descritas anteriormente, y su uso en aplicaciones de esterilización.

**[0074]** La idea principal en este enfoque con respecto a la esterilización de la materia orgánica reside en el uso de rayos X blandos con energías cuánticas predominantemente en el intervalo 5 a 20 keV en lugar de esterilización gamma de alta energía usando Co<sup>60</sup>. Las posibles ventajas y desventajas de este enfoque se pueden observar en la Figura 3, donde se presenta el coeficiente de absorción de energía másica para un plástico típico utilizado en envases (de densidad 1 g cm<sup>-3</sup>), junto con el coeficiente de atenuación de masa. En el gráfico, la línea

superior es el coeficiente de atenuación de masa, y la línea inferior es el coeficiente de absorción de energía másica.

**[0075]** En el gráfico se han marcado explícitamente dos regiones energéticas diferentes. Una región corresponde a los rayos gamma de alta energía (*rayos X "duros"*) producidos por  $\text{Co}^{60}$  y se encuentra cerca de 1 MeV, mientras que la otra región (también denominada región de rayos Grenz) está limitada entre 5 y 20 keV y corresponde a *rayos X "blandos"*. El límite inferior de la región de rayos Grenz se debe a un rango de fotones pequeños (<1 mm) para energías inferiores a ~5 keV. Los fotones con menor energía no pueden escapar de un tubo de *rayos X* tradicional debido a la fuerte absorción en la ventana de vacío. El límite superior de la región de rayos Grenz está determinado por el cambio de mecanismo por el cual los *rayos X* interactúan con la materia. A una energía de menos de ~20 keV fotones interactúan con la materia predominantemente a través de la absorción fotoeléctrica, mientras que la dispersión desempeña un papel menor. A energías más altas, el mecanismo cambia a la dispersión de Compton mientras que la absorción fotoeléctrica no tiene ninguna importancia.

**[0076]** El parámetro principal que determina la eficacia de la esterilización es la dosis. La dosis es la energía de los *rayos X* absorbidos por una masa unitaria de materia. Es instructivo comparar las dosis producidas por los *rayos X* con diferentes energías. La tasa de dosis, producida por el flujo  $F$  [ $\text{ph cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ ] de fotones con energía  $E$ , es

$$FE \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right).$$

igual al producto  $FE \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ . Se supone que se generan flujos iguales de fotones con diferentes energías. Entonces los fotones con energías diferentes  $E_{baja}$  y  $E_{alta}$  tendrán la misma "eficiencia de dosis" si los productos

$\delta_{bajo} = \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{bajo} E_{bajo}$  y  $\delta_{alto} = \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{alto} E_{alto}$  son iguales. Los datos para  $\delta$  frente a energía fotónica se representan

en la Figura 4.

**[0077]** Sorprendentemente, existe una correspondencia de tipo espejo en la eficacia de la dosis entre las regiones de energía baja y alta (*rayos X "blandos"* y "*duros*"). Por ejemplo, un fotón con energía cuántica de 8 keV tiene exactamente la misma eficacia de dosis que un fotón con una energía de 1 MeV. Es interesante observar que los fotones con energía cercana a 50 keV son inútiles para el propósito de la esterilización. Esto se debe al pozo profundo en la curva de eficiencia de dosis en esta región de energía, como se muestra en la Figura 4.

**[0078]** Por lo tanto, se llega a la conclusión de que los *rayos X* en la región de rayos Grenz cerca de 10 keV tienen la misma eficacia de dosis que los fotones 1 MeV más energéticos. La ventaja de la esterilización con *rayos X* de baja energía se hace más clara si se compara la energía requerida para producir la misma dosis con *rayos X* de energía baja y alta.

**[0079]** Como las eficiencias de dosis son iguales para energías de 8 y 1000 keV, los flujos de fotones deberían ser iguales también para producir la misma tasa de dosis. Esto significa que la potencia requerida  $P = E_{baja}F$  de los *rayos X* de baja energía comprende sólo 8/1000 de la potencia de la radiación gamma de alta energía. Se supone que se generan *rayos X* de baja energía con una eficiencia del 0,8 % (relación de la potencia de salida de los *rayos X* y la energía eléctrica de entrada). Entonces se conseguirá el mismo efecto de esterilización que con los rayos gamma de 1 MeV si se generaron con un 100 % de eficiencia.

**[0080]** Sin embargo, la esterilización con *rayos X* de baja energía tiene un inconveniente potencial. La gama de fotones de baja energía es relativamente pequeña: aproximadamente 1-20 mm en plásticos y agua en la región de rayos Grenz. Ha de apreciarse que, con plásticos, puede haber varias capas, y el alcance total de penetración de los *rayos X* en la región de rayos Grenz puede ser mayor de 20 mm si la estructura que se irradia no es un plástico sólido sino que contiene aire (por ejemplo, como en espumas, tubos o jeringas). Por supuesto, el rango de fotones en el aire atmosférico es mayor de 1 metro, incluso en el límite inferior de la región de rayos Grenz, debido a la muy pequeña densidad de aire. Se deduce que existe un nicho natural para la esterilización de *rayos X* de baja energía: materiales finos de baja densidad, como dispositivos médicos, envases de plástico o muestras de sangre, lechuga y hamburguesas.

#### 50 Generación de rayos X por electrones de kilo-electrón voltios (keV)

**[0081]** En esta sección se describe un modelo para la generación de *rayos X* por haces de electrones que inciden sobre objetivos metálicos y se comprueban los resultados teóricos frente a los datos experimentales disponibles. El resultado práctico más importante es el cálculo de la tasa de dosis a diversas distancias desde el

objetivo, que puede ser útil cuando se configura una implementación de una realización de un generador de rayos X como se ha descrito anteriormente. Esto también muestra la ventaja directa de este esquema de irradiación para la esterilización por radiación, en comparación con otros procesos de esterilización.

- 5 **[0082]** Por definición, el número de fotones de rayos X, emitidos durante el intervalo de tiempo unitario dentro del ángulo sólido unitario y del intervalo de energía unitaria, es el siguiente:

$$S_{ph}(\vec{\tau}, E, \vec{x}) = \int d\Omega_e dE_e J(\vec{x}, E_e, \vec{\tau}_e) \frac{d^2\sigma(\vec{\tau}_e, E_e, \vec{\tau}, E)}{d\Omega dE} N_{at} \quad (1)$$

- 10 **[0083]** Aquí,  $J(x, E_e, \tau_e)$  es la densidad espectral de los electrones encontrados a partir de la solución de la

ecuación de transporte, introducida anteriormente, y  $\frac{d^2\sigma(\vec{\tau}_e, E_e, \vec{\tau}, E)}{d\Omega dE}$  es el diferencial en sección transversal bremsstrahlung de campo atómico en la energía fotónica y el ángulo de emisión [1].

- 15 **[0084]** Considerar el haz de electrones que índice normalmente sobre un objetivo de metal como se muestra en la Figura 5. El número de fotones emitidos desde el área unitaria del objetivo en la dirección del ángulo de salida  $\theta$  dentro de la energía unitaria y los intervalos de ángulo sólido - brillo espectral - se da por la siguiente relación:

$$B(\vec{\tau}, E) = \int_0^{\infty} dz S_{ph}(z, E, \vec{\tau}) \exp\left[-\frac{\mu(E)z}{\sin(\theta)}\right] \quad (2)$$

- 20 donde  $\mu(E)$  es el coeficiente de atenuación de rayos X del metal objetivo.

**[0085]** Finalmente, la distribución de la tasa de dosis  $\frac{dD}{dt}$ , producida por una fuente extendida de rayos X en el punto de observación x, es como se indica a continuación:

25 
$$\frac{\delta D}{\delta t} = \int d\Omega_{fuente} \int dE \left[ \frac{\mu_{aire}(E)}{\rho_{aire}} \right] EB(\vec{\tau}, E) \exp[-\mu_{aire}(E)L] \quad (3)$$

**[0086]** Aquí, la integral se toma sobre el ángulo sólido en el que se ve la fuente desde el punto de observación y L es la distancia entre el punto de observación y el área superficial en la fuente.

30 *Comparación del modelo teórico con datos experimentales*

**[0087]** Se calculó el brillo espectral de rayos X  $B(\tau, E)$  con el uso de la relación (2). Los resultados del cálculo se presentan en las Figuras 6a-6c en comparación con los datos experimentales disponibles [2-4]. Los parámetros utilizados en las Figuras 6a-6c son los siguientes:

- 35  
 Figura 6a:  $E_{haz} = 15$  keV, incidencia normal, ángulo de salida =  $40^\circ$ .  
 Figura 6b:  $E_{haz} = 20$  keV, incidencia normal, ángulo de salida =  $40^\circ$ .  
 Figura 6c:  $E_{haz} = 20$  keV, incidencia normal, ángulo de salida =  $40^\circ$ .

- 40 **[0088]** Se observa que la discrepancia entre datos calculados y medidos es menor que el error experimental. Las curvas teóricas se encuentran entre los datos de diferentes autores.

**[0089]** Se calculó la intensidad de la radiación K característica con el uso de una sección transversal experimental [5]. El resultado del cálculo se presenta en la Figura 7.

- 45 **[0090]** También existe un buen acuerdo con el experimento [6]. Por lo tanto, el modelo desarrollado en el transcurso del presente trabajo proporciona espectros fiables de rayos X generados por la detención de haces de electrones de kilo-electrón voltios en blancos metálicos y puede utilizarse para la ingeniería de fuentes de esterilización de rayos X.

50

*Ejemplo práctico - esterilización de un artículo de plástico utilizando una fuente extendida de rayos X*

**[0091]** En la Figura 8 se muestra un ejemplo esquemático de un sistema de esterilización de rayos X. Un artículo a esterilizar (en este caso, una película de plástico 22) se mueve (por los rodillos 21 y 23) con una velocidad  $U$  en un irradiador de rayos X 20 que comprende una fuente de rayos X rectangular con un ánodo de cobre. Para los fines de este ejemplo, tomamos la anchura de la fuente de rayos X para que sea de 1 cm y su longitud sea de 50 cm. La distancia entre la unidad de irradiación 20 y la película de plástico 22 se denomina  $h$ . El eje de coordenadas  $x$  está dirigido a lo largo de la película.

**[0092]** La tasa de dosis se puede calcular con el uso de la ecuación (3). La distribución específica de la tasa de dosis a diferentes distancias  $h$  se presenta en la Figura 9 para el caso particular de la fuente que opera a 60 kV. Los gráficos se basan en una distribución de tasa de dosis para una fuente rectangular, con  $L = 50$  cm,  $w = 1$  cm,  $U = 60$  kV y un ánodo de cobre. " $h$ " representa la distancia al ánodo. En el gráfico, la línea más alta se refiere a  $h = 0,5$  cm, la línea intermedia a  $h = 1,0$  cm, y la línea más baja a  $h = 2,0$  cm.

**[0093]** Los gráficos en la Figura 9 presentan la dosis recibida por el artículo a esterilizar durante un segundo con una fuente de rayos X impulsada por el haz de electrones con una densidad de corriente de  $1 \text{ mA cm}^{-2}$ . Es importante señalar que las tasas de dosis máximas alcanzan valores muy altos de  $1 \text{ kGy s}^{-1}$  con parámetros muy modestos de la fuente de rayos X.

**[0094]** Para ilustrar este enfoque, se presentan los cálculos de la dosificación entregada a una muestra de plástico plano durante el paso de la zona de irradiación. El cálculo de la dosificación recibida por el artículo durante el paso del área de irradiación se realiza con el uso de la siguiente relación:

$$\text{Dosificación} = \frac{\int dx D}{U} J \quad (4)$$

donde  $J$  es la densidad de corriente del haz de electrones,  $U$  es la velocidad de la cinta transportadora, y la integral del área de dosis  $\int dx D$  se toma sobre la longitud del objeto. En la Figura 10 se presentan los datos representativos de la integral del área de dosis, calculados para diferentes distancias y tensiones.

**[0095]** La energía eléctrica  $W$  requerida para la esterilización del área superficial unitaria del artículo que se esteriliza está dada por la siguiente relación:

$$W = \frac{E_{\text{haz}} \cdot \text{Dosificación}_{\text{ésima}}}{\int dx D} \quad (5)$$

**[0096]** Aquí,  $E_{\text{haz}}$  es la energía del haz de electrones en keV,  $\text{Dosificación}_{\text{ésima}} = 2500 \text{ Gy}$  es la dosis mínima requerida para la reducción  $\log_6$  de la biocarga, y el producto del área de dosis está en  $\text{Gy cm}^2 \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ . Se supone que la fuente de rayos X funciona a 60 kV y la separación fuente-objeto es de 2 cm. Entonces, como se deduce a partir de los datos de la Figura 10, la energía requerida es:

$$W = \frac{60 \times 2500}{1300} = 115,4 \text{ J cm}^{-2} \quad (6)$$

**Referencias**

[1] L. Kissel, C.A. Quarles, R.H. Pratt. Shape functions for atomic-field bremsstrahlung from electrons of kinetic energy 1-500 keV on selected neutral atoms  $1 < Z < 92$ . Atomic data and nuclear data tables 28, 381-460n (1983)  
 [2] Z.J. Ding, R. Shimizu, K. Obori. Monte Carlo simulation of X-ray spectra in electron probe microanalysis: Comparison of continuum with experiment. J. Appl. Phys. 76, 7180-7187 (1994)  
 [3] F. Salvat, J.M. Fernandez-Varea, J. Sempau et. al. Monte Carlo simulation of bremsstrahlung emission by electrons. Rad. Phys. Chem. 75, 1201-1219 (2006)  
 [4] E. Acosta, X. Llovet, E. Coleoni et. al. Monte Carlo simulation of X-ray emission by kilovolt electron bombardment. J. Appl. Phys. 83, 6038-6049 (1998)

[5] X. Llovet, C. Merlet, F. Salvat. Measurements of K-shell ionization cross-sections of Cr, Ni and Cu by impact of 6.5-40 keV electrons. *J. Phys. B: At. Mol. Opt. Phys.* 3761-3772 (2000)

[6] V. Metchnik, S.G. Tomlin. On the absolute intensity of characteristic radiation. *Proc. Phys. Soc.* 81, 956-964 (1963)

5

## REIVINDICACIONES

1. Una fuente de rayos X (12) para producir rayos X blandos para esterilizar un artículo, comprendiendo la fuente (12) de rayos X:
- 5 un cátodo (1) que tiene una estructura emisora de electrones soportada por una estructura de soporte (15), siendo la estructura emisora de electrones al menos parcialmente transparente a los rayos X dentro de una región delimitada por la estructura de soporte (15);  
 un ánodo (2) que tiene una superficie emisora de rayos X (14) paralela a la estructura emisora de electrones del cátodo (1); y
- 10 un separador eléctricamente aislante (4) dispuesto entre el ánodo (2) y la estructura de soporte (15) del cátodo (1); en la que la estructura emisora de electrones del cátodo (1) y la superficie emisora de rayos X (14) del ánodo (2) se disponen de tal forma que, durante el uso, la estructura emisora de electrones es operable para bombardear el ánodo (2) con electrones, haciendo que los rayos X sean emitidos desde la superficie emisora de rayos X (14) y
- 15 pasen a través del cátodo (1); en la que la fuente de rayos X (12) comprende además una ventana transparente de rayos X (3) en el lado opuesto del cátodo (1) del ánodo (2), definiendo la ventana (3) una cámara entre la ventana (3) y el ánodo (2); y en la que la cámara contiene un gas a presión subatmosférica tal como para permitir una descarga en el gas, **caracterizado por que** el separador aislante (4) sobresale de la estructura de soporte (15), a través de parte del
- 20 ánodo (2), en dicha región.
2. Una fuente de rayos X según la reivindicación 1, que comprende además medios de suministro de gas en comunicación con la cámara;  
 en la que el gas es un gas inerte tal como helio o nitrógeno, o en la que el gas es aire.
- 25 3. Una fuente de rayos X según la reivindicación 2, que comprende además un tamiz molecular (10) entre los medios de suministro de gas y la cámara.
4. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además
- 30 una bomba de vacío en comunicación con la cámara.
5. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la ventana (3) está formada por un material eléctricamente conductor, o la ventana (3) comprende además un revestimiento formado por un material eléctricamente conductor;
- 35 y en la que la ventana (3) está conectada eléctricamente a la estructura emisora de electrones del cátodo (1).
6. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la distancia de proyección del separador aislante (4) más allá de la estructura de soporte (15), en dicha región, es de aproximadamente 15 mm.
- 40 7. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la anchura de la superficie emisora de rayos X (14) no cubierta por el separador aislante (4) está en el intervalo de aproximadamente 3 cm a aproximadamente 10 cm.
- 45 8. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el espesor del separador aislante (4) es de aproximadamente 2 mm.
9. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la estructura emisora de electrones del cátodo (1) tiene una estructura de rejilla o malla.
- 50 10. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el ánodo (2) comprende además medios de enfriamiento.
11. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la estructura de soporte (15) está conectada a, o formada integralmente por, una estructura de alojamiento (5) para la fuente de rayos X; y en la que la estructura de alojamiento (5) se dispone alrededor de al menos parte del ánodo (2).
- 55 12. Una fuente de rayos X según la reivindicación 11, en la que la estructura de soporte (15) está

conectada eléctricamente a la estructura de alojamiento (5); y  
en la que el separador aislante (4) se extiende entre la estructura de alojamiento (5) y el ánodo (2).

13. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además  
5 medios para generar una tensión entre el ánodo (2) y el cátodo (1), en la que los medios para generar una tensión  
comprenden medios de almacenamiento de energía inductiva configurados para suministrar pulsos de alta-tensión  
de corta duración al ánodo (2).

14. Una fuente de rayos X según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, configurada para emitir  
10 rayos X con energías cuánticas en el intervalo de 5 keV a 20 keV.

15. Un método de esterilización de un artículo, comprendiendo el método la irradiación del artículo con  
radiación de rayos X usando una fuente de rayos X (12) según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, y  
produciendo de este modo un artículo esterilizado.

15

16. Método según la reivindicación 15, en el que el artículo se selecciona de un grupo que comprende: un  
artículo médico; un producto farmacéutico; material de embalaje para un producto alimenticio o de bebida; una  
película de plástico; una muestra de sangre; un producto alimenticio o una bebida.

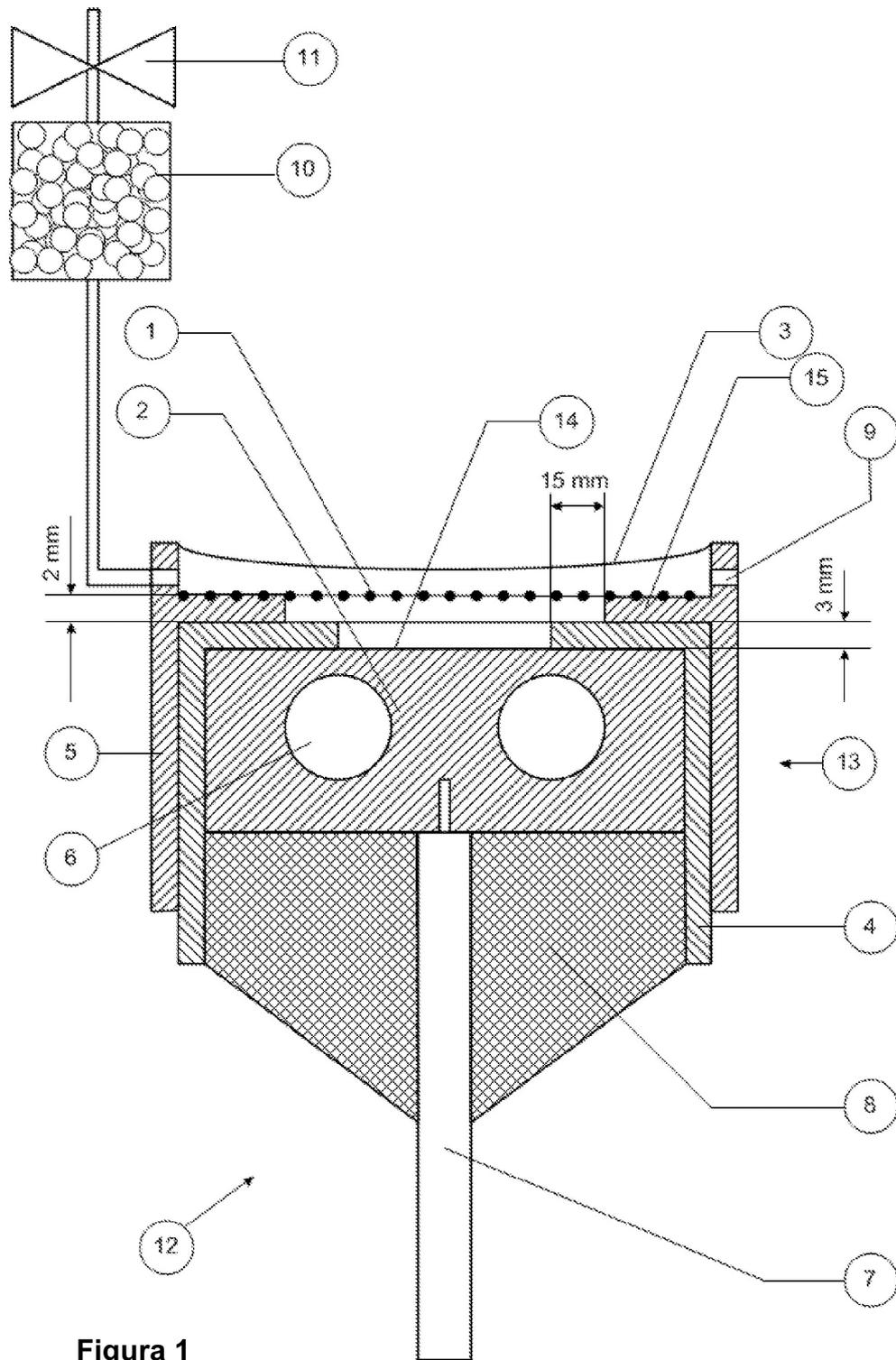
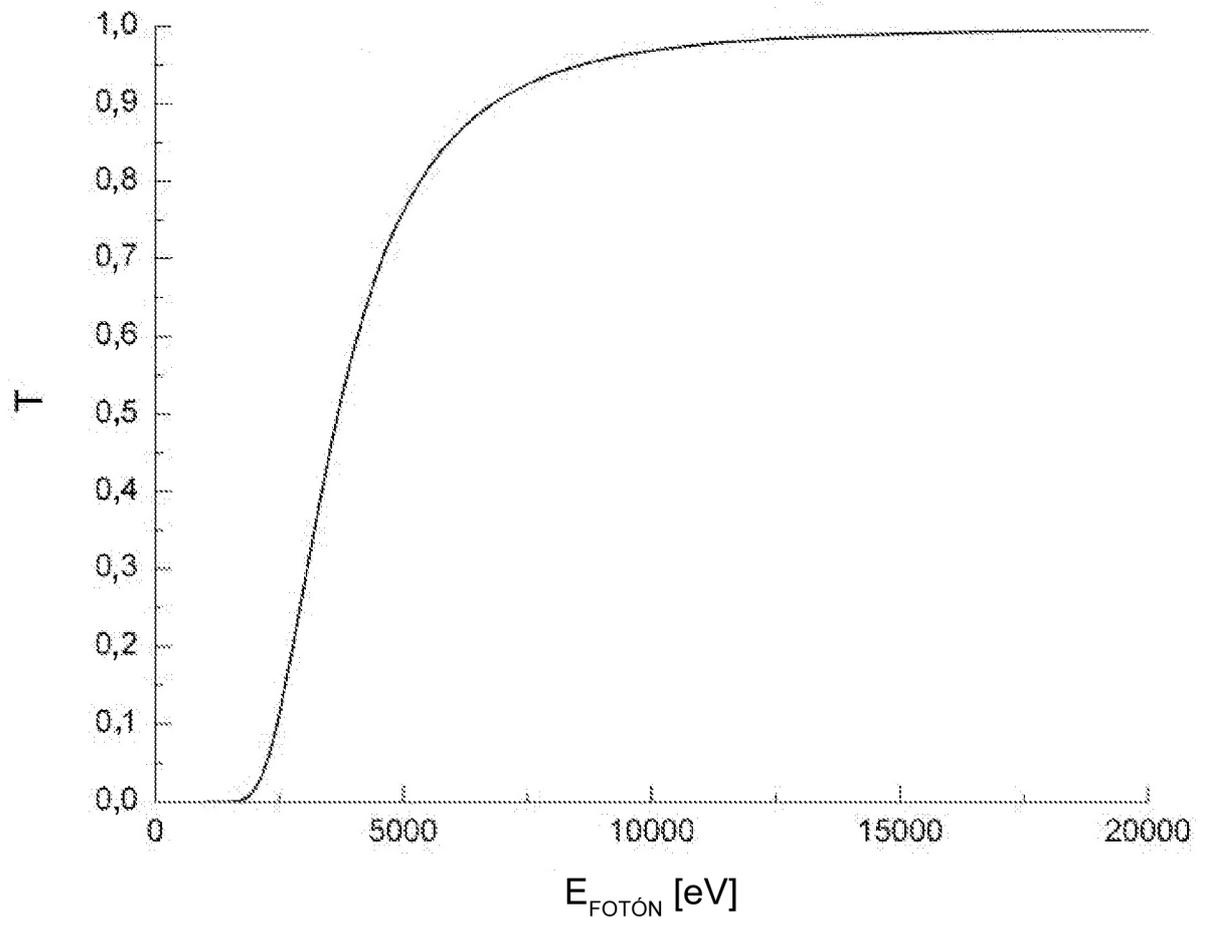


Figura 1



**Figura 2**

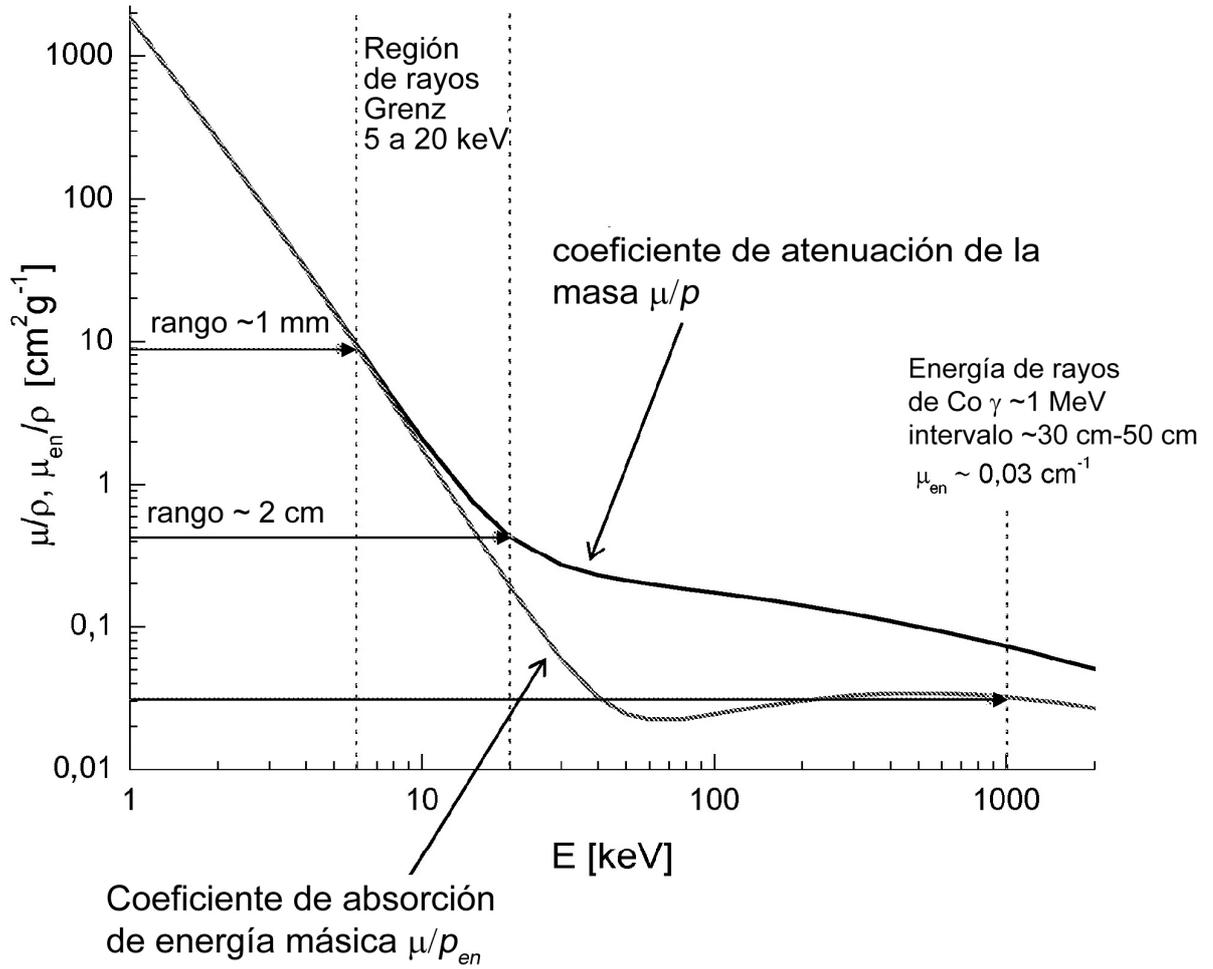


Figura 3

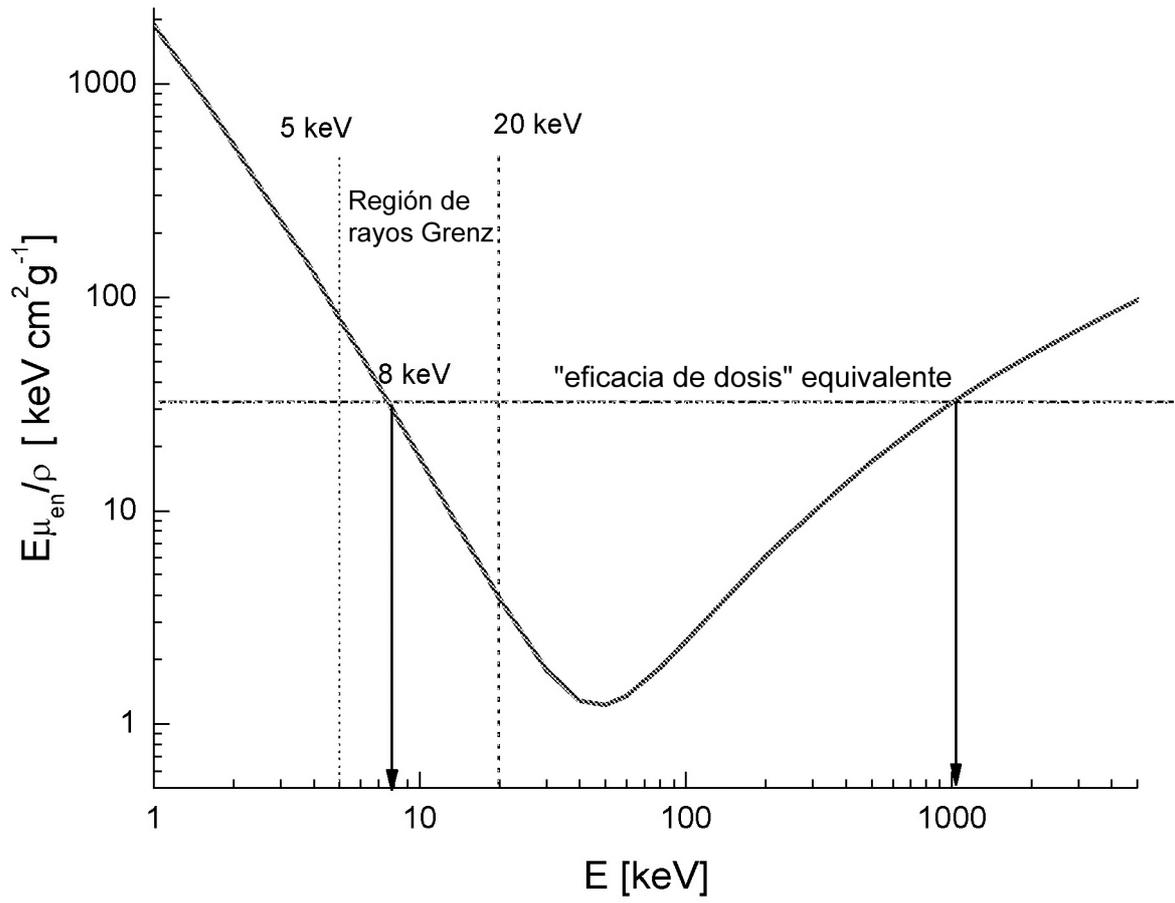


Figura 4

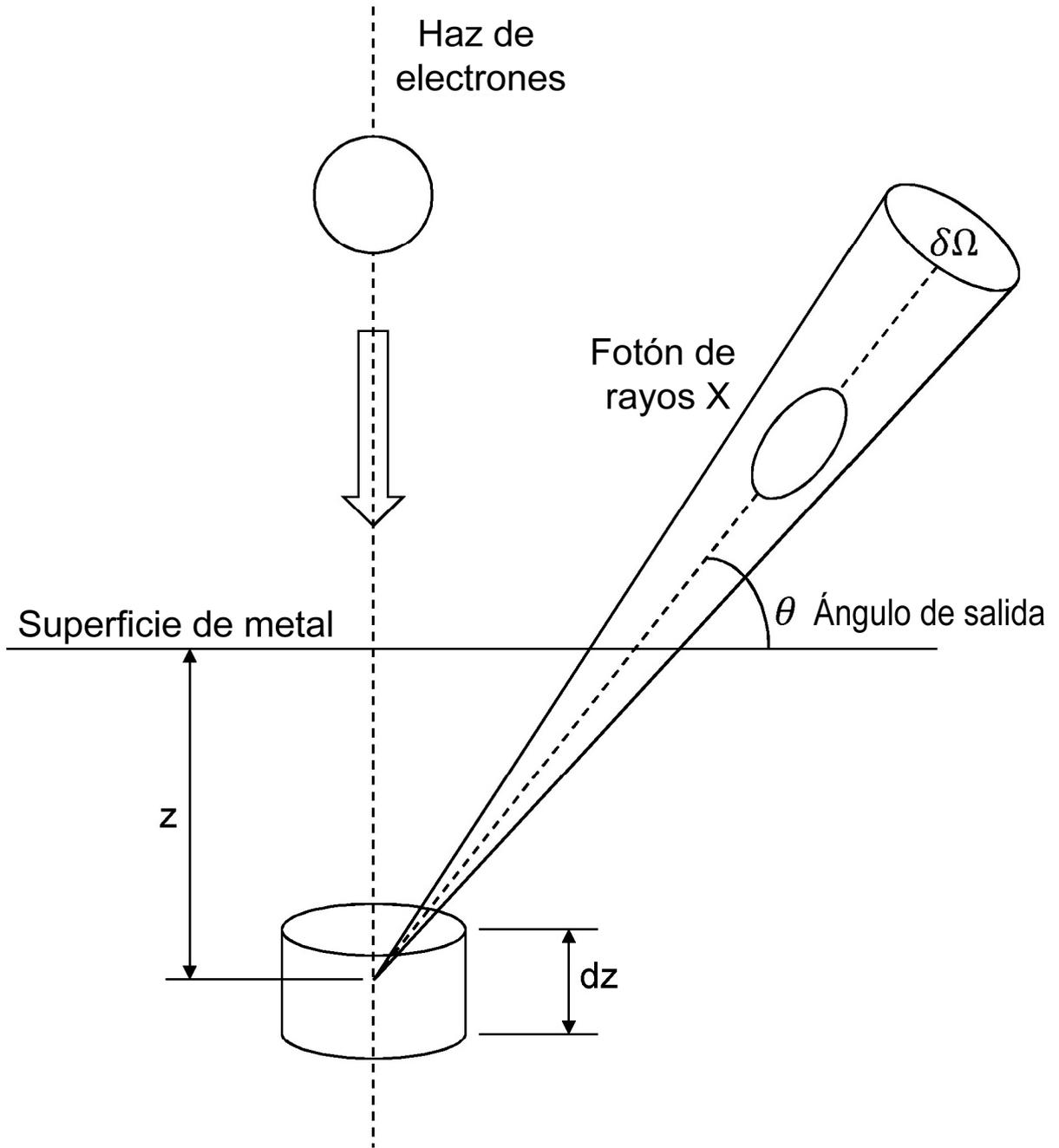


Figura 5

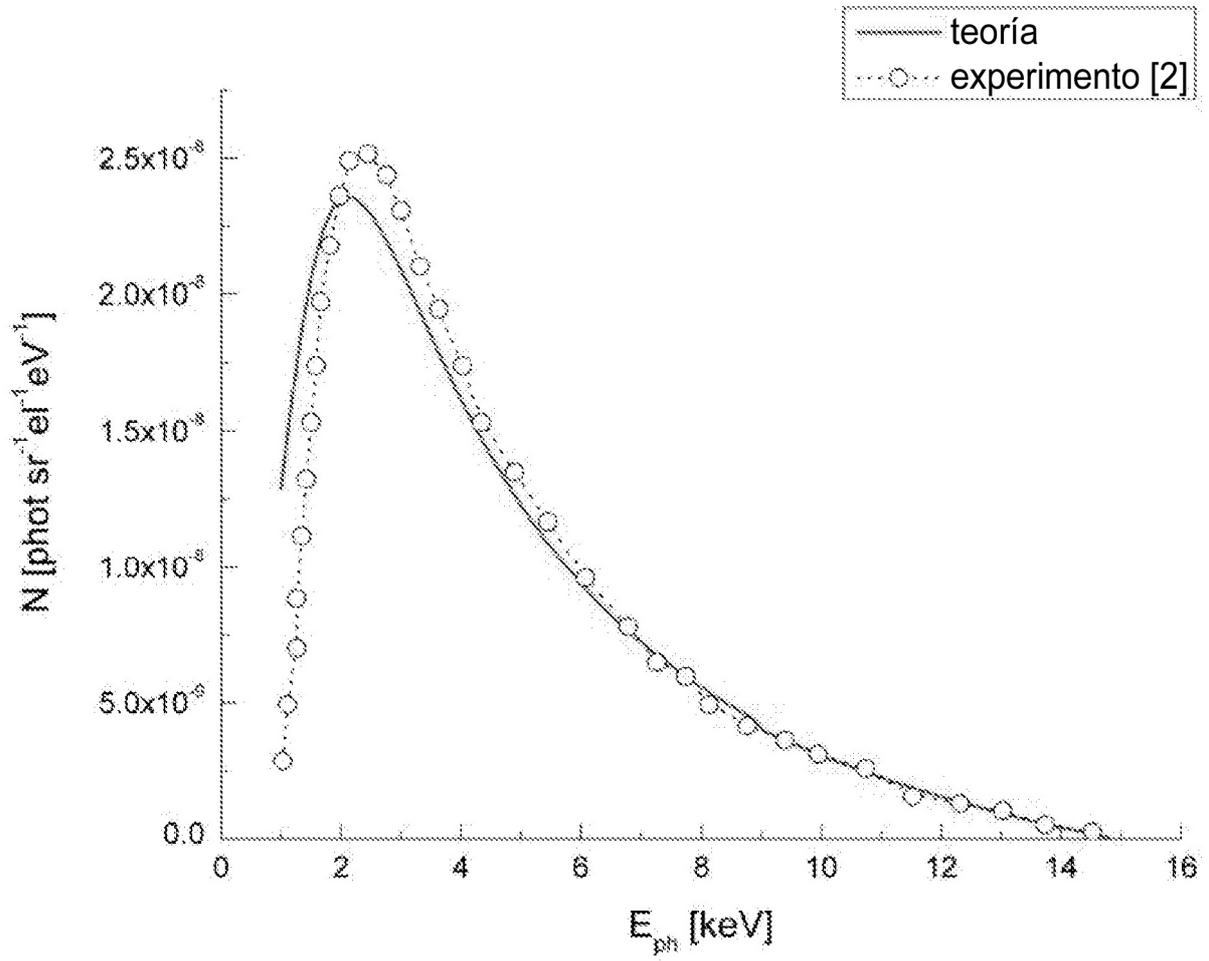


Figura 6a

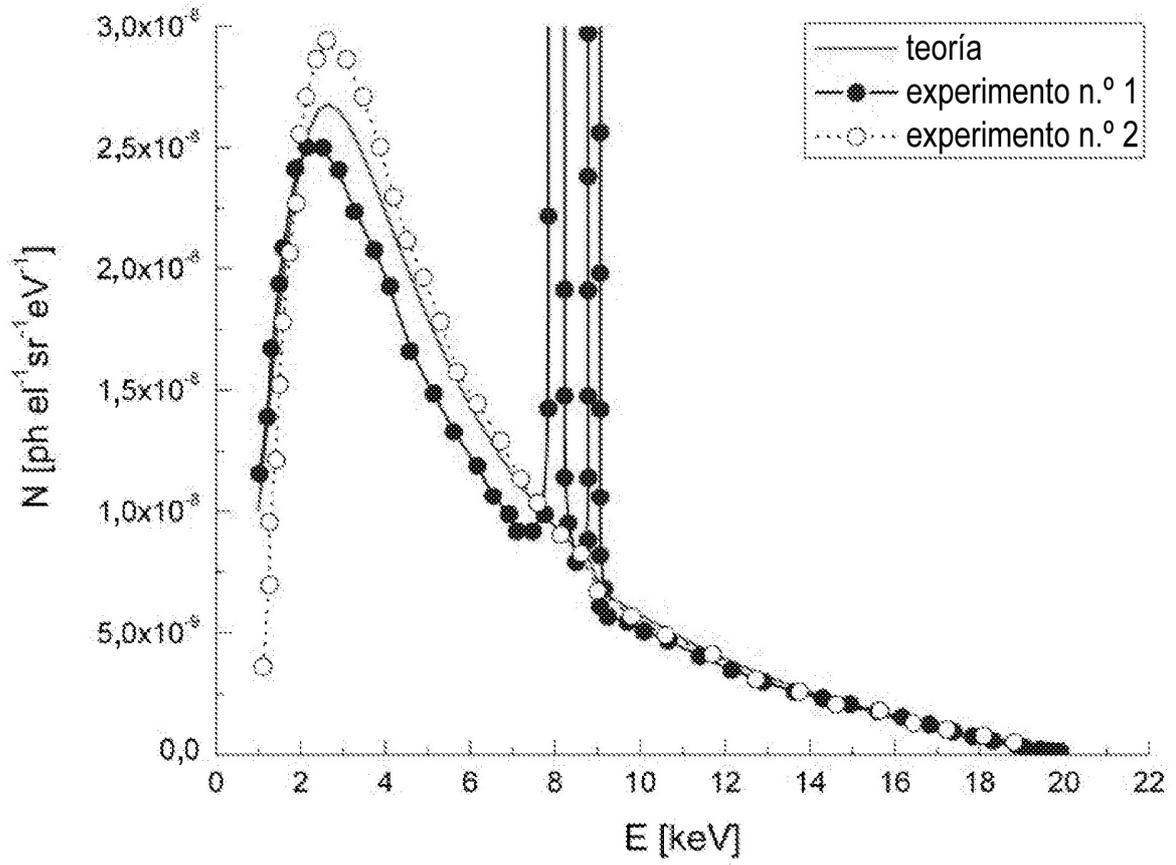


Figura 6b

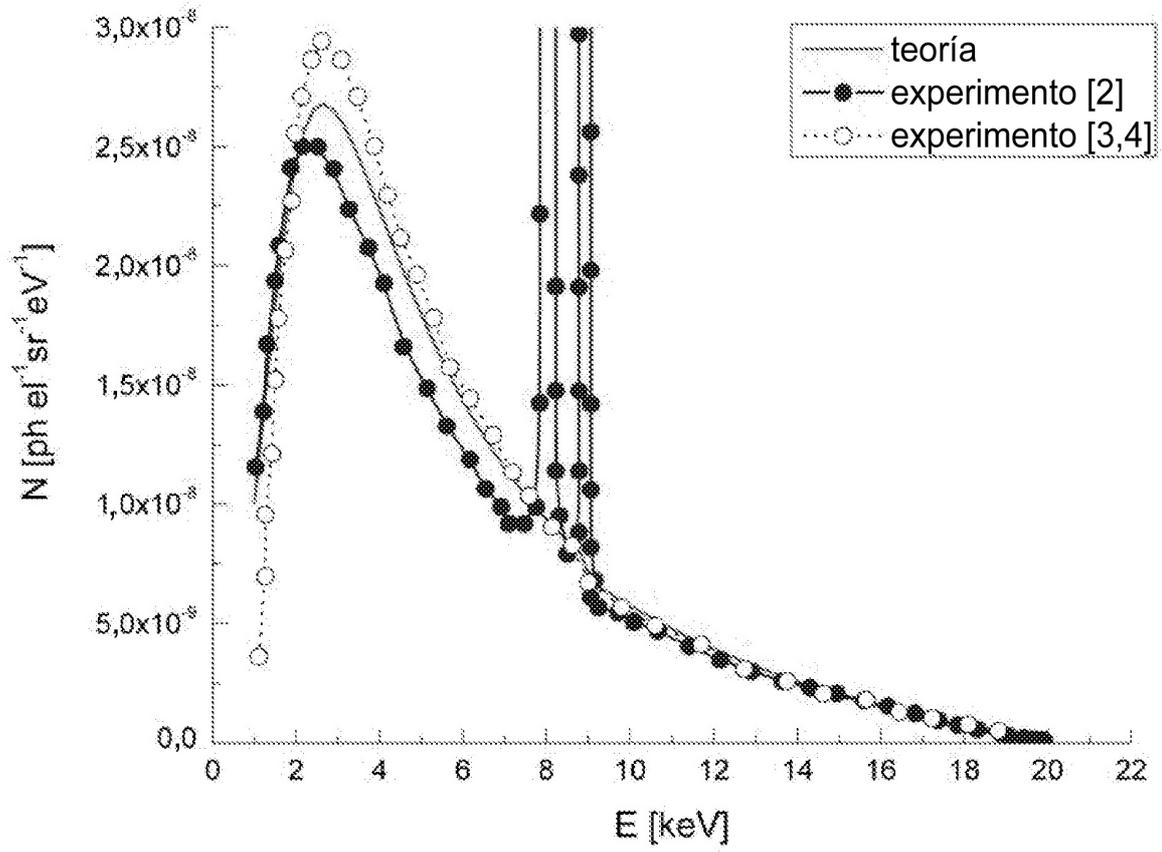


Figura 6c

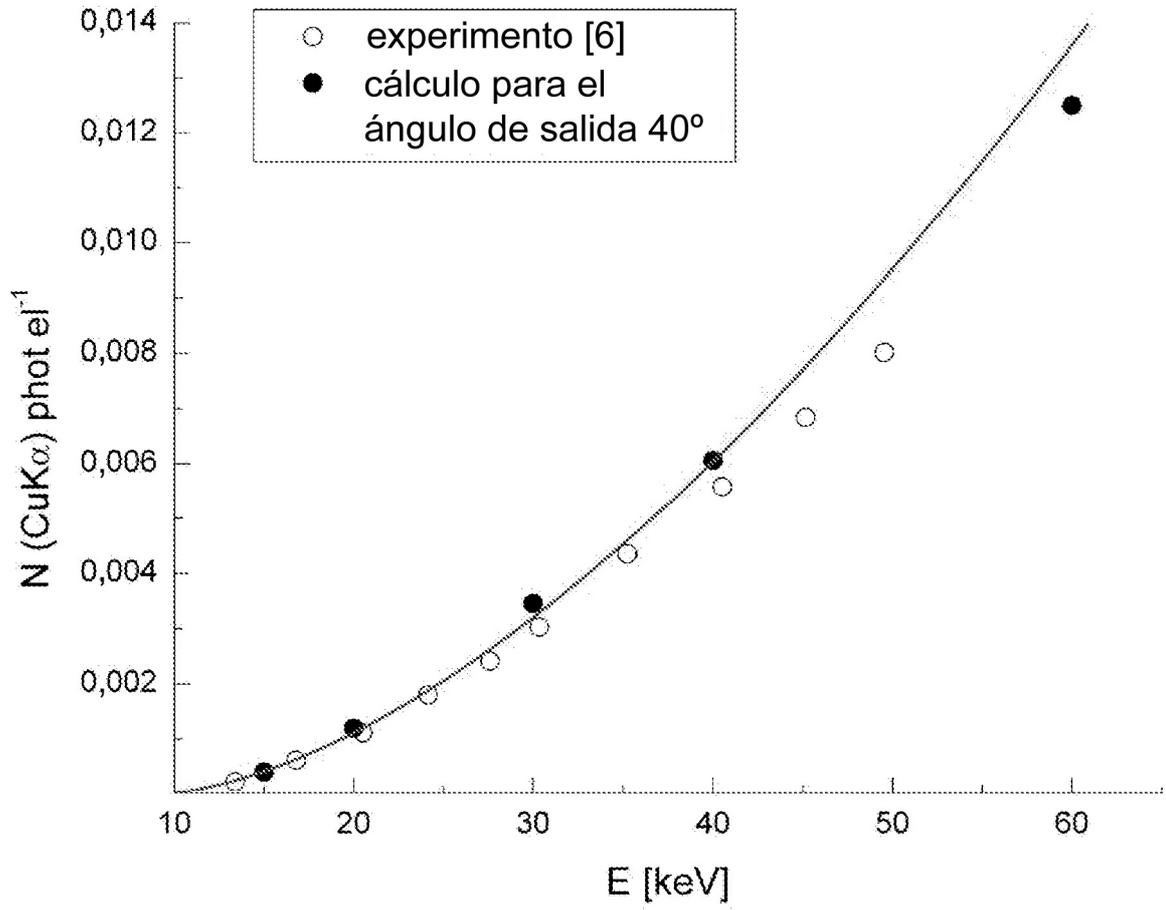


Figura 7

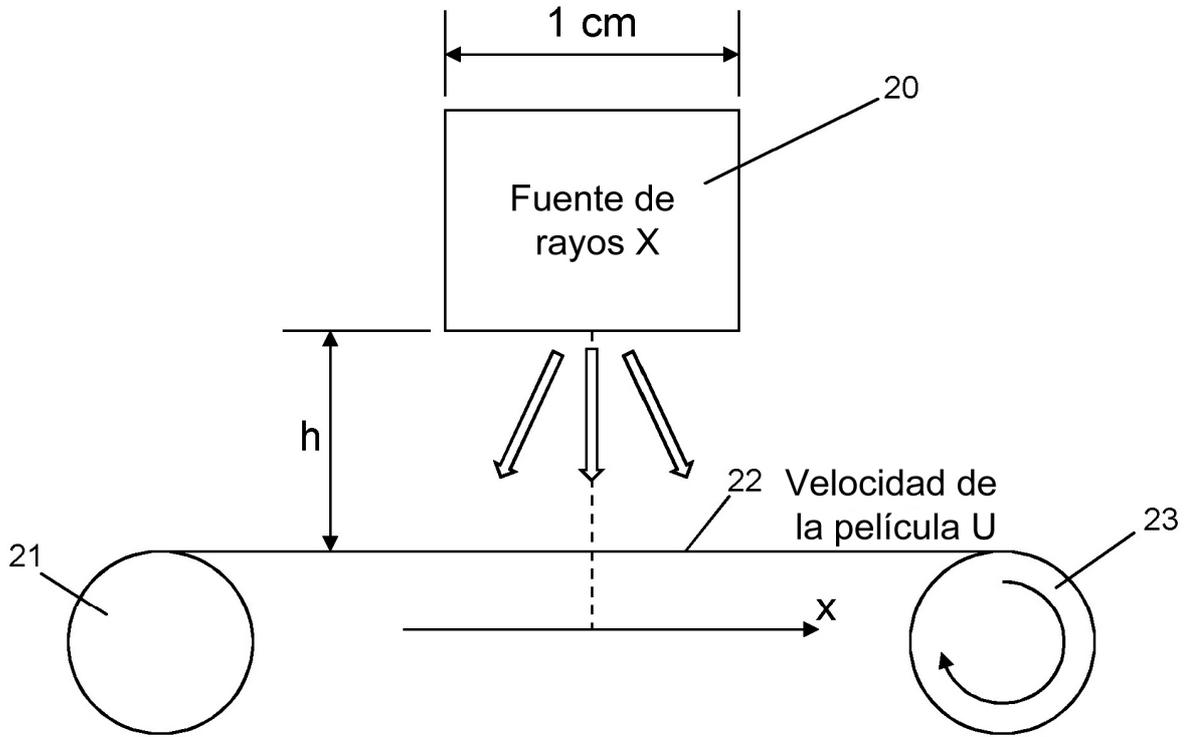
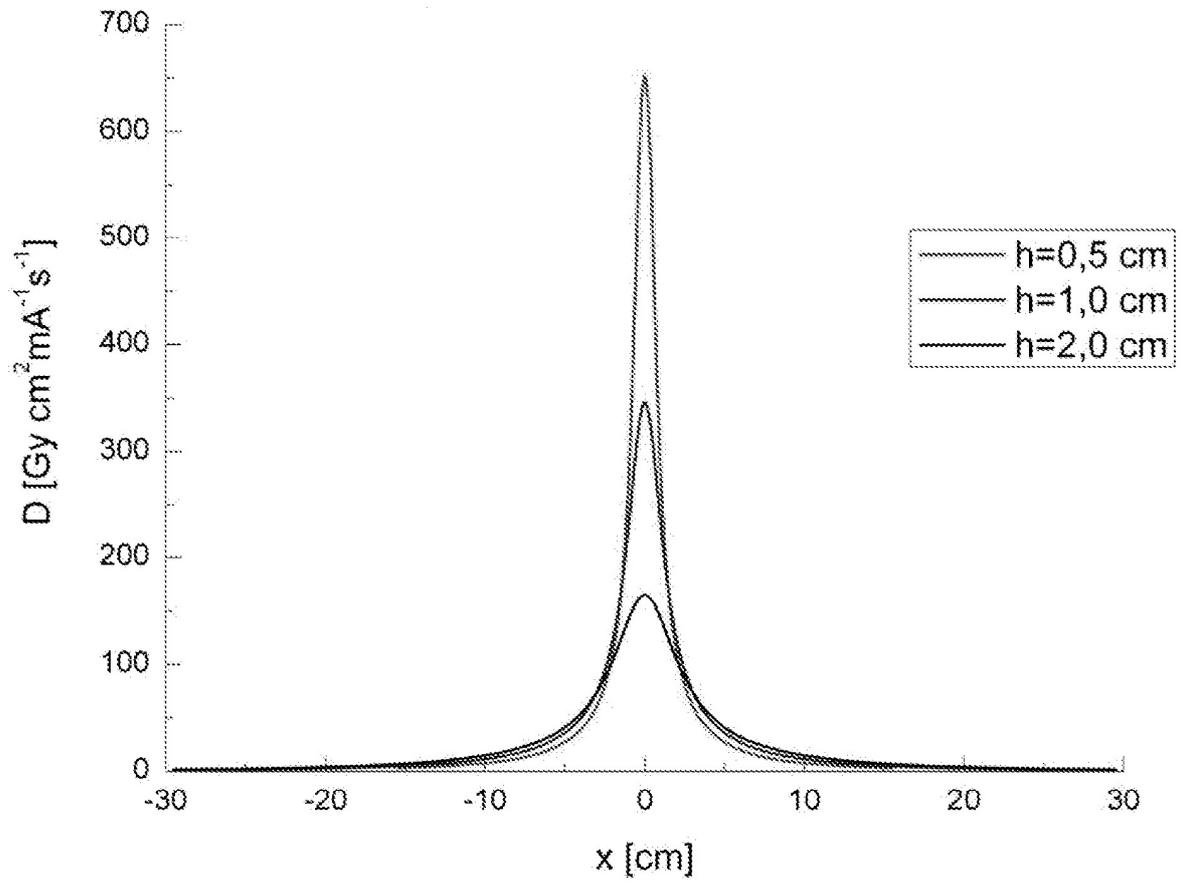


Figura 8



**Figura 9**

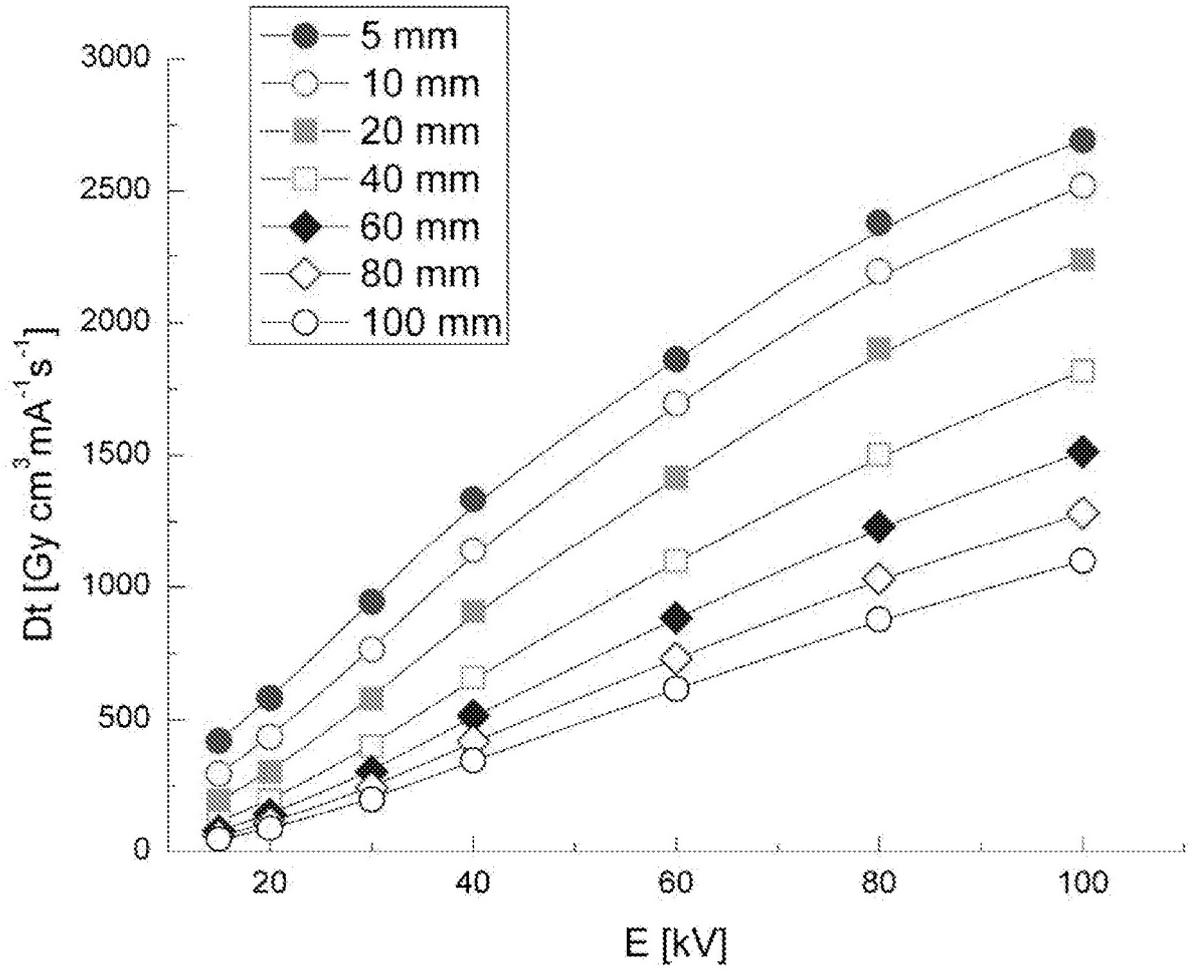


Figura 10