

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 733 104**

51 Int. Cl.:

G01T 1/24 (2006.01)

G01T 3/08 (2006.01)

G01T 1/02 (2006.01)

H01L 31/115 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.12.2007 PCT/AU2007/001961**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.06.2008 WO08074074**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.12.2007 E 07845402 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2019 EP 2102685**

54 Título: **Procedimiento y aparato para microdosimetría de estado sólido equivalente a tejido**

30 Prioridad:

19.12.2006 AU 2006907071 P

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

27.11.2019

73 Titular/es:

**UNIVERSITY OF WOLLONGONG (100.0%)
Northfields Avenue
North Wollongong, NSW 2500, AU**

72 Inventor/es:

ROZENFELD, ANATOLY

74 Agente/Representante:

PADIAL MARTÍNEZ, Ana Belén

ES 2 733 104 T3

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

DESCRIPCIÓN

Procedimiento y aparato para microdosimetría de estado sólido equivalente a tejido

Solicitud relacionada

5 Esta solicitud se basa en y reivindica el beneficio de la fecha de presentación de la solicitud AU n.º 2006907071 presentada el 19 de diciembre de 2006.

Campo de la invención

10 La invención se refiere a un procedimiento y aparato para microdosimetría de estado sólido equivalente a tejido, de aplicación particular, pero de ninguna manera exclusiva, en la predicción de la probabilidad de daño celular en un campo de radiación y para predecir alteraciones de evento único (SEU) en microelectrónica y medición de dosis equivalente.

Antecedentes de la invención

La dosimetría absorbida por radiación clásica funciona para determinar la energía promedio depositada por unidad de masa, J/kg, pero no puede predecir los efectos radiobiológicos en el tejido biológico para todos los tipos de radiación.

15 Los primeros intentos para comprender los efectos de la radiación celular reconocieron que el conocimiento de la distribución de energía a una escala comparable a las estructuras afectadas por irradiación ("punto final") era esencial, y por lo tanto a nivel celular o a nivel de ADN. En consecuencia, el estudio de los efectos de la radiación en células vivas se denomina microdosimetría.

20 Uno de los factores que afectan al depósito de energía local es la transferencia de energía lineal (LET), es decir, la pérdida de energía por unidad de distancia a lo largo de la trayectoria de una partícula cargada. Con objetivos más pequeños, el depósito de energía determinístico se vuelve estocástico y depende del tamaño del objetivo y del patrón espacial de energía depositada por radiación (por partículas cargadas). Limita la correlación del enfoque LET con efectos radiobiológicos.

25 Existen varios motivos para las limitaciones en el concepto LET. En primer lugar, la distribución de energía de rayos delta y su relación con la distribución de dosis espacial no se consideran adecuadamente. Las partículas con diferentes velocidades y cargas pueden tener la misma LET, pero es la velocidad de partícula lo que determina en gran medida la distribución de energía de rayos delta. En volúmenes microscópicos, la distribución de rayos delta puede ser un factor significativo en la distribución espacial de energía, en particular a energías iónicas más altas y tamaños de sitio pequeños.

30 Finalmente, la LET, al ser una cantidad promedio no estocástica, no tiene en cuenta las fluctuaciones aleatorias en el depósito de energía que se manifiestan como un agrupamiento de depósito de energía y una dispersión del intervalo. La varianza debida a la dispersión puede exceder las variaciones en la longitud de la trayectoria a energías iónicas altas y tamaños de sitio pequeños.

35 Estas limitaciones en LET dan lugar a la formulación de un conjunto de cantidades estocásticas medibles que proporcionan la base fundamental para el campo de la microdosimetría. Las dos cantidades principales son energía específica $z = \epsilon/m$ (donde ϵ es la energía depositada en un volumen por un evento de depósito de energía único y m es una masa del objetivo de volumen sensible, SV) y energía lineal y , que se define como la proporción de ϵ con respecto a \bar{l} , la longitud de cuerda media en ese volumen. Por lo tanto:

$$y = \frac{\epsilon}{\bar{l}} \quad (1)$$

40 La energía lineal se presenta comúnmente en unidades de keV μm^{-1} . La longitud de cuerda media en un volumen es la longitud media de cuerdas orientadas al azar en ese volumen, es decir

$$\bar{l} = \frac{4V}{S} \quad (2)$$

donde V es el volumen del objetivo de volumen sensible microscópico (SV) y S es el área de superficie del SV. El SV debe estar claramente bien definido.

45 El objetivo de la microdosimetría experimental es medir estas cantidades en volúmenes microscópicos bien definidos y, por lo tanto, se denomina microdosimetría regional. La microdosimetría regional se ocupa de la medición del depósito de energía en sitios y es el principal objetivo de la microdosimetría experimental. Existe un vínculo entre las cantidades experimentales microdosimétricas y los efectos observados de radiación en células biológicas.

La distribución de probabilidad de la energía lineal $f(y)$ o como una distribución de dosis $d(y)$ (fracción de energía frente a tamaño de evento) son funciones fundamentales en la microdosimetría regional. La relación entre $f(y)$ y $d(y)$ es:

$$d(y) = \frac{yf(y)}{\bar{y}_F} \quad (3)$$

5 donde \bar{y}_F es la energía lineal promedio para un campo de radiación particular y una partícula cargada secundaria en un medio de interés, y:

$$\bar{y}_F = \int_0^{\infty} yf(y)dy \quad (4)$$

La relación de distribución de dosis refleja el hecho de que las energías lineales más altas depositan una dosis más alta.

10 A partir de la distribución de energía lineal de evento único y la geometría de sitio, se pueden calcular todas las distribuciones microdosimétricas de interés usando las fórmulas presentadas anteriormente. La representación de estos espectros microdosimétricos fundamentales se muestra tradicionalmente como un gráfico semilogarítmico con la ordenada multiplicada por y , de modo que el área bajo la curva delimitada por dos valores de y es proporcional a la fracción de eventos (para $f(y)$) o la fracción de dosis (para $d(y)$) suministrada por eventos en este intervalo de valores de energía lineal. Esta representación se adapta al amplio intervalo de energía lineal que se observa a menudo en los
15 espectros microdosimétricos (de 0,01 keV/ μ m a varios cientos de keV/ μ m) pero requiere un ajuste a escala adicional para conservar la correspondencia de dosis con área.

La microdosimetría requiere instrumentos para las mediciones de la energía ϵ depositada en un SV celular (o subcelular) de interés (ya sea tejido o agua), evento por evento de partículas secundarias generadas en el medio de interés por el campo de radiación. De uso en dichas mediciones fue el desarrollo a principio de la década de 1950 del
20 contador proporcional de gas a baja presión, también denominado contador Rossi. Es posible el ajuste del volumen sensible hasta 1 micrómetro por cambio de la presión del gas en un contador. Los contadores proporcionales equivalentes a tejido (TEPC) de este tipo (que son equivalentes a tejido debido a la equivalencia a tejido del gas y las paredes circundantes) tienen varios inconvenientes:

1. los TEPC requieren un sistema de suministro de gas que son poco prácticos en muchas aplicaciones;
- 25 2. los TEPC son grandes, de hasta 1 a 2 cm de diámetro, lo que limita su uso cuando se requiere resolución espacial;
3. los TEPC requieren polarizaciones de alto voltaje, de hasta 2 kV; y
4. los TEPC sufren el "efecto de pared" y otros efectos relacionados con el tamaño físico, siendo mucho más grandes que las estructuras celulares, lo que lleva a artefactos en espectros microdosimétricos.

30 Los espectros microdosimétricos se pueden convertir en características radiobiológicas del campo de radiación por circunvolución con un coeficiente de calidad Q en el intervalo de energías lineales, lo que refleja un incremento en la probabilidad de inactivación celular al incrementar la energía del evento lineal. El coeficiente Q se determina por la ICRU (la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas) y se basa en mediciones de supervivencia celular *in vitro* experimentales; sus valores analíticos se tabulan en la tabla 1 en función de L , la transferencia de
35 energía lineal no restringida en agua.

Tabla 1: Coeficiente de calidad $Q(L)$

L (keV μ m ⁻¹)	$Q(L)$
< 10	1
10 - 100	0,32L - 2,2
> 100	300/L ^{0,5}

Por tanto, Q es una medida de la diferencia principal entre la dosimetría absorbida y la dosimetría equivalente (radiobiológica) de campos de radiación.

40 Los detectores de estado sólido son muy buenos debido a su pequeño tamaño SV; es por esto que en algunas situaciones se usa la minidosimetría en lugar de la microdosimetría. En minidosimetría, el pequeño SV del detector se

usa para medir la dosis absorbida o la tasa de dosis, pero con una resolución espacial alta. Por ejemplo, los detectores MOSFET (que tienen un SV muy pequeño de tamaño micrométrico o submicrométrico) pueden medir dosis absorbidas con una resolución espacial de 1 micrómetro, pero no pueden distinguir la energía depositada en el SV debido a un evento particular. La señal de salida, en cambio, representa la integral de muchos eventos que depositan energía en el SV. Esto se produce con muchos detectores de estado sólido, tales como diodos dosimétricos que funcionan en modo de corriente, TLD (dosímetros termoluminiscentes) y películas.

Sin embargo, se pueden usar detectores de estado sólido pasivos en cierta medida en microdosimetría. Por ejemplo, los picos de brillo en algunos TLD son sensibles a LET de partículas que están asociadas con el depósito de energía a nivel micrométrico y submicrométrico. Estos detectores no son una sustitución adecuada para los TEPC, ya que no tienen la resolución LET adecuada y no se pueden usar en dosimetría en tiempo real.

Otro dispositivo detector de microdosimetría pasivo, divulgado en la patente de EE. UU. n.º 5.596.199, registra el depósito de energía de radiación incidente usando una matriz de dispositivos de memoria no volátil de microestructura. La carga de las partículas con carga incidentes se almacena en una puerta aislada eléctricamente (flotante), SV a escala micrométrica o submicrométrica, de un transistor FAMOS. Cuando esta carga excede el nivel umbral, el estado de la celda de memoria cambia, por lo que el número de celdas que han cambiado de estado es igual al número de eventos que han depositado energía por encima del valor umbral. Una carga inicial predeterminada se almacena en cada celda, lo que hace que el incremento de carga requerido para cambiar el estado de las celdas sea variable. Se reivindica que esto proporciona una espectroscopia de las energías depositadas, pero es una espectroscopia discreta en lugar de espectroscopia analógica o real. Puede existir incertidumbre en el cambio de estado de una celda de memoria, ya que, en lugar de resultar de un evento único en el SV, un cambio de estado se puede deber a varios eventos consecutivos, dando de este modo una indicación incorrecta del campo de radiación. Debido al modo pasivo de operación, la carga depositada en el SV es, por lo tanto, menor que en una puerta flotante. El déficit de carga debido a la recombinación depende de la LET de la partícula.

La recombinación de la carga en el óxido de la puerta es bien conocida en los detectores MOSFET, y reduce la utilidad de los detectores MOSFET para dosimetría en campos de protones e iones pesados (incluso en un modo activo). Este microdosímetro está diseñado principalmente para distinguir los componentes gamma y de neutrones de un campo de radiación, pero solo puede obtener con dificultad la dosis equivalente utilizando el coeficiente de ponderación Q en campos de radiación arbitrarios, según lo recomendado por la ICRU.

La patente de EE. UU. n.º 5.256.879 divulga un dispositivo de microdosimetría para analizar cualitativa y cuantitativamente un campo de radiación complejo, teniendo el dispositivo una matriz de uniones p-n paralelas de microestructura definiendo cada una un volumen sensible dentro del cual se produce un impulso de voltaje en respuesta a la radiación incidente. El circuito en comunicación con la matriz genera señales de pulso digitales representativas de los pulsos de voltaje inducidos dentro de los volúmenes sensibles en respuesta a la radiación incidente, y proporciona una suma de los pulsos digitales que se producen a energías particulares. Las sumas de los pulsos digitales se comparan con las energías conocidas generadas por partículas ionizantes conocidas en volúmenes sensibles comparables para generar una estimación de dosis equivalente.

Bradley et al., "Solid state microdosimetry", Nucl. Instr. and Meth. in Phys., B184 (2001) 135-157 divulgan una revisión de la microdosimetría de estado sólido con énfasis en los dispositivos basados en silicio, incluyendo los fundamentos históricos y lo básico de la microdosimetría y una comparación entre las características de rendimiento de un contador de gas proporcional y un microdosímetro de silicio.

Otro enfoque, basado en la conexión paralela de detectores de Si a escala micrométrica (uniones p-n), proporciona una matriz activa de SV a escala micrométrica. En este enfoque, los detectores de Si de polarización inversa con SV de silicio a escala micrométrica, comparables en tamaño a las células biológicas, están conectados a una configuración de espectroscopia nuclear. El área pequeña de la matriz de uniones p-n permite evitar el apilamiento, siempre que la carga se genere solo en un único SV (lo que es cierto en la mayoría de las situaciones). Sin embargo, esta condición no se cumple si la partícula cargada atraviesa un SV en una dirección sustancialmente paralela a la superficie del chip. En dichos casos, la energía se puede depositar en dos celdas simultáneamente, lo que proporciona una carga mayor que si se depositara en un único SV. La información de la espectroscopia se puede convertir en dosis equivalente usando un factor de ponderación recomendado por la ICRU. Esta técnica se ha demostrado usando matrices planas de uniones p-n de NMOS y CMOS SRAM con un tamaño SV de $44 \times 44 \times 3$ micrómetros. Las aplicaciones de dichas matrices planas de uniones p-n para microdosimetría regional son limitadas debido a la incertidumbre en el acorde promedio, la eficiencia de recolección de carga dentro de la SV, las superposiciones y la forma de la SV. El incremento del área total de la matriz de unión p-n da lugar a incrementos en el ruido debido a un incremento en la capacitancia que reduce la LET mínima detectada por el microdosímetro. Se ha sugerido un enfoque de segmentación con varios canales de espectroscopia de lectura paralela para reducir el ruido del microdosímetro; este procedimiento se ha demostrado en la separación del campo gamma-neutrones sin ninguna caracterización cualitativa o cuantitativa (dosis equivalente) del campo de radiación.

La espectroscopia de recolección de carga en una matriz de tamaño micrométrico de uniones P-N planas (SV) de un chip de memoria (SRAM) depende en gran medida de la tecnología de fabricación, el ángulo de incidencia y la forma de SV. Por lo tanto, la interpretación de los espectros MCA para la conversión a dosis equivalente es compleja.

También se ha investigado un microdosímetro de silicio de estado sólido basado en una matriz paralela de uniones p-n para mediciones de espectros microdosimétricos equivalentes a tejido. Se ha demostrado la viabilidad de medir la dosis integral y los espectros microdosimétricos simultáneamente en el mismo punto en un maniquí de agua en el haz de tratamiento de neutrones rápidos. Se ha producido e investigado un microdosímetro de estado sólido de nueva generación con una matriz de uniones p-n paralelas fabricadas en SOI (silicio sobre aislante) con espesores SV de 2, 5 y 10 μm . Los SV planos de $30 \times 30 \mu\text{m}$ con forma de RPP (paralelepípedo de ángulos rectos) (contacto P+ externo) y las regiones de núcleo de $10 \times 10 \mu\text{m}$ (unión N+P p-n) se conectaron en paralelo produciendo matrices de 4800 y 10000 celdas. La figura 1 es una vista esquemática de un SV de este tipo en 100, que comprende un fragmento 3D de una matriz de unión p-n de SOI. La matriz de uniones p-n de SOI tiene un SV mejor definido que las matrices de uniones p-n en una SRAM comercial o material bruto.

Se ha demostrado por las simulaciones de Monte Carlo que, para la mayoría de las partículas cargadas de interés (partículas α , protones, electrones y algunos iones pesados típicos para radioterapia), un SV de silicio de $3 \times 3 \times 3 \mu\text{m}$ es equivalente a $5 \times 5 \times 5 \mu\text{m}$ de tejido blando. Esto equivale a un coeficiente de ajuste a escala lineal de conversión $\zeta = 0,63$. También se ha demostrado que los espectros de microdosimetría de estado sólido se pueden convertir en espectros de microdosimetría equivalente a tejido (TE), es decir, a dosis equivalentes. La figura 2 es un gráfico 200 de espectros microdosimétricos obtenidos con TEPC de gas y un microdosímetro de celdas paralelas SOI 4800 de $10 \mu\text{m}$ usando conversión desarrollada, a profundidades de 2,5 y 10 cm en un maniquí de agua en un haz de FNT (tratamiento de neutrones rápidos) después de la conversión TE. Estos espectros se obtuvieron en un maniquí de agua en las instalaciones de FNT, Harper Hospital, Detroit, EE. UU. (El espectro microdosimétrico equivalente a tejido obtenido con un microdosímetro SOI a una profundidad de 2,5 cm en agua se muestra a 202 y a una profundidad de 10 cm en agua a 204; el espectro microdosimétrico equivalente a tejido obtenido por TEPC a una profundidad de 2,5 cm en agua se muestra a 206 y a una profundidad de 10 cm en agua a 208.)

Es evidente de la figura 2 que un microdosímetro SOI con una matriz de uniones p-n planas es esencialmente incapaz de medir eventos con LET (transferencia de energía lineal) de menos de $1\text{-}2 \text{ keV}/(\mu\text{m})$; esto se debe al ruido del detector. Esta parte LET baja de los espectros está relacionada con la radiación gamma de alta energía, pero puede dominar en determinados campos de radiación y es importante medirla.

Las investigaciones detalladas de la recolección de carga en un único SV de SV RPP planos de SOI usando un microhaz de iones IBIC han demostrado la no uniformidad de la recolección de carga, con un incremento del déficit de carga lateralmente alejado del centro del SV. Las figuras 3A, 3B y 3C son imágenes de recolección de carga, obtenidas con un microhaz de barrido de partículas α de 3 MeV en SV RPP planos de $30 \times 30 \mu\text{m}$ en un microdosímetro SOI de $10 \mu\text{m}$. La figura 3A corresponde a una polarización de uniones p-n de 0 V, la figura 3B a una polarización de uniones p-n de 5 V y la figura 3C a una polarización de uniones p-n de 10 V. La recolección de carga es casi de un 100 % en la parte central del SV bajo la unión p-n N⁺P y disminuye lateralmente desde el eje central del SV debido a la disminución del campo eléctrico.

Las pérdidas de carga en una celda de uniones P-N planas debido a la recombinación previenen la medición exacta de la energía depositada en una celda desde un solo evento, reduciendo así la exactitud de la dosimetría equivalente. Esto es una desventaja del diseño actual de los microdosímetros de estado sólido con unión p-n plana. Además, reducir el tamaño del SV para reducir el déficit de carga reduce la energía depositada en el SV, y esta técnica también está limitada por el ruido del detector.

Dos partículas cargadas con la misma LET pueden tener diferentes estructuras de recorrido de electrones delta, que dependen de la velocidad de la partícula cargada. A medida que se reduce el tamaño del SV, se pueden depositar electrones delta de alta energía en las celdas adyacentes (es decir, SV) y se aceptarán como eventos únicos en un SV debido a la conexión paralela de las uniones p-n. Esto produce un error en la determinación del grupo de energía depositada en un único SV. Este efecto es típico de los iones pesados de alta energía en la radiación del espacio profundo con energías de electrones delta de hasta 1 MeV.

Sumario de la invención

De acuerdo con un primer aspecto amplio, por lo tanto, la presente invención proporciona un microdosímetro, como se expone en la reivindicación independiente 1, y que comprende:

una matriz de detectores, proporcionando cada uno un objetivo de volumen sensible; y

un medio equivalente a tejido para generar partículas cargadas secundarias;

caracterizado por que la matriz se fabrica a partir de un semiconductor en una oblea aislante y los detectores están situados para detectar partículas cargadas secundarias generadas en el medio equivalente a tejido;

los detectores son detectores semiconductores de uniones p-n tridimensionales (es decir, no planas);

los detectores están integrados en y separados espacialmente por dicho medio equivalente a tejido; y

cada uno de dichos detectores tiene un electrodo p+ de núcleo y una región de electrodo n+ externa, o electrodo n+ de núcleo y una región de electrodo p+ externa.

Los detectores semiconductores son típicamente, y lo más prácticamente, detectores de silicio, pero pueden ser de otros tipos, tales como GaAs, CdTe y semiconductores orgánicos.

5 En un modo de realización particular, los detectores son detectores a escala micrométrica.

Sin embargo, en otros modos de realización es posible proporcionar detectores a escala submicrométrica (es decir, "nanodosimetría"), con poco ruido de la electrónica de lectura.

En un modo de realización, los detectores son cilíndricos o casi cilíndricos, o frustocónicos.

Sin embargo, los detectores se pueden producir en otras formas, tales como cubos o prismas rectangulares.

10 Preferentemente, el núcleo comprende una región p+ en forma de varilla dentro de un SV Si. Por lo tanto, se puede lograr un campo eléctrico fuerte con un voltaje de polarización bajo (de, por ejemplo, 10-15V).

En un modo de realización particular, el medio equivalente a tejido comprende poli(metacrilato de metilo) (que también es conocido como acrílico).

15 Una ventaja de este microdosímetro es su recolección esencialmente de un 100 % de las cargas producidas por las partículas cargadas debido a la ausencia de difusión lateral (que se produce con uniones p-n planas en las disposiciones existentes). Permite determinaciones exactas de la energía depositada evento por evento y permite reducciones de errores en la determinación de dosis equivalentes.

En un modo de realización, cada uno de los detectores es un detector de avalancha para la amplificación de la carga depositada. Preferentemente, la amplificación es controlable con polarización de unión p-n.

20 En un modo de realización particular, los detectores están conectados de modo que cada uno de los detectores no está conectado a al menos uno de sus detectores inmediatamente adyacentes de los detectores. Esto permite una observación más exacta del patrón de recorrido de partículas de carga producido por electrones δ y el uso de enfoques más sofisticados en la determinación de la dosis equivalente.

25 De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento para realizar microdosimetría, como se expone en la reivindicación independiente 10, y que emplea el microdosímetro descrito anteriormente.

Por tanto, la presente invención proporciona un procedimiento para realizar microdosimetría, que comprende:

exponer un medio equivalente a tejido a una fuente de radiación, generando de este modo partículas cargadas secundarias en el medio equivalente a tejido; y

30 detectar al menos algunas de las partículas cargadas secundarias con una matriz de detectores, proporcionando cada uno un objetivo de volumen sensible, la matriz fabricada a partir de un semiconductor en la oblea aislante;

caracterizado por que los detectores son detectores semiconductores de uniones p-n tridimensionales;

los detectores están integrados en y separados espacialmente por dicho medio equivalente a tejido; y

cada uno de dichos detectores tiene un electrodo p+ de núcleo y una región de electrodo n+ externa, o electrodo n+ de núcleo y una región de electrodo p+ externa.

35 De acuerdo con la invención reivindicada, cada uno de los núcleos de los detectores (402; 500; 600) comprende una región p+ en forma de varilla (502; 602) dentro de un volumen sensible de Si (504; 604) o una región n+ en forma de varilla dentro de un volumen sensible de Si (504; 604).

En un modo de realización, los detectores están conectados de modo que cada uno de dichos detectores no está conectado a al menos uno de sus detectores inmediatamente adyacentes de dichos detectores.

40 En un modo de realización, el procedimiento incluye:

adquirir al menos un espectro de datos de dichos detectores,

determinar la dosis absorbida en Si a partir de dicho espectro,

convertir dicho espectro en un espectro de energía lineal,

45 determinar a partir de dicho espectro de energía lineal una dosis diferencial $d(y)$ depositada en material equivalente a tejido por eventos secundarios dentro de un intervalo de energía lineal y a $y+dy$,

convertir la dosis absorbida de semiconductor en la dosis absorbida equivalente a tejido usando las respectivas potencias de parada de ionización de semiconductor y equivalente a tejido para partículas secundarias, y

determinar la dosis equivalente en un tejido de dicha dosis absorbida equivalente a tejido, incluyendo la circunvolución de dicha dosis diferencial $d(y)$ con un coeficiente de calidad lineal dependiente de energía lineal.

5 De acuerdo con aún otro aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento, como se expone en la reivindicación independiente 14, para procesar datos generados con el microdosímetro de la invención, para convertir los espectros de carga depositada en Si en dosis equivalente a tejido, que comprende:

adquirir al menos un espectro con un microdosímetro como se describe anteriormente;

determinar la dosis absorbida en Si a partir del espectro;

10 convertir el espectro en un espectro de energía lineal;

determinar a partir de dicho espectro de energía lineal una dosis diferencial $d(y)$ depositada en material equivalente a tejido por eventos secundarios dentro de un intervalo de energía lineal y a $y+dy$;

15 convertir la dosis absorbida de semiconductor (por ejemplo, silicio) en la dosis absorbida equivalente a tejido usando las respectivas potencias de parada de ionización de semiconductor y equivalente a tejido para partículas secundarias; y

determinar la dosis equivalente en un tejido a partir de la dosis absorbida equivalente a tejido, incluyendo la circunvolución de la dosis diferencial (típicamente normalizada) con un coeficiente de calidad dependiente de energía lineal.

20 La conversión del espectro en un espectro de energía lineal típicamente emplea una cuerda promedio equivalente a tejido (tal como se determina a partir de una cuerda SV promedio).

El coeficiente de calidad dependiente de energía lineal es típicamente $Q(y)$.

Breve descripción de los dibujos

Para que la invención se pueda verificar más claramente, ahora se describirán los modos de realización, a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

25 la figura 1 es una vista de un microdosímetro de estado sólido con una matriz de uniones p-n planas paralelas fabricadas en silicio sobre aislante de acuerdo con la técnica anterior;

la figura 2 es un gráfico de espectros microdosimétricos obtenidos con TEPC de gas y microdosímetros de celdas paralelas SOI 4800 de 10 μm de acuerdo con la técnica anterior;

30 las figuras 3A, 3B y 3C son imágenes de recolección de carga, obtenidas con un microhaz de barrido de partículas α de 3 MeV en SVP RPP planos de 30 \times 30 μm en un microdosímetro SOI de 10 μm de la técnica anterior;

la figura 4 es una vista esquemática simplificada de un microdosímetro de estado sólido que comprende una matriz micrométrica o submicrométrica de SV tridimensionales cilíndricos o casi cilíndricos de acuerdo con un modo de realización de la presente invención;

la figura 5 es una vista esquemática de una forma ideal de un SV del microdosímetro de la figura 4;

35 la figura 6 es una vista esquemática de un SV casi cilíndrico de acuerdo con este modo de realización;

la figura 7 es una vista esquemática parcial simplificada de la disposición de la matriz de los SV del microdosímetro de la figura 4;

la figura 8 es una lectura esquemática de una porción de la distribución de matriz de la figura 7;

40 la figura 9 es un ejemplo de un conjunto de gráficos de espectros microdosimétricos TE, derivados de espectros MCA medidos experimentalmente obtenidos a partir de un microdosímetro SOI de la técnica anterior comparable al de la figura 1 en respuesta a un campo de radiación mixta gamma/neutrones de una fuente de neutrones Pu-Be con y sin la presencia de una capa convertidora de polietileno, analizados de acuerdo con el procedimiento de procesamiento de datos del modo de realización de la figura 4;

45 la figura 10 es un conjunto de gráficos de espectros microdosimétricos TE obtenidos de espectros MCA con un microdosímetro SOI de 10 μm de la técnica anterior comparable al de la figura 1 en un maniquí de agua a diferentes profundidades a lo largo del pico Bragg de un haz de protones de 190 MeV;

las figuras 11A, 11B, 11C y 11D son gráficos a modo de ejemplo de la derivación de la distribución de la dosis equivalente de neutrones obtenida con un microdosímetro SOI de 10 μm de la técnica anterior comparable al de la figura 1 y el procedimiento de procesamiento de datos de ese modo de realización, detrás de un campo de protones típico para tratamiento de cáncer de próstata; y

- 5 la figura 12 es un gráfico comparativo de la dosis equivalente de neutrones medida en condiciones similares de un microdosímetro de la técnica anterior comparable al de la figura 1 analizado de acuerdo con el procedimiento de procesamiento de datos del modo de realización de la figura 4, y con otras instalaciones de tratamiento de protones que usan detectores TE y esferas de Bonner.

Descripción detallada de la invención

- 10 La figura 4 es una vista isométrica esquemática (aunque simplificada, incluyendo por omisión de conexiones eléctricas) de un microdosímetro de estado sólido 400 de acuerdo con un modo de realización de la presente invención. El microdosímetro 400 comprende una matriz micrométrica o submicrométrica de SV cilíndricos o casi cilíndricos tridimensional, y por lo tanto no planos, (cada uno un detector de silicio) 402. El ejemplo ilustrado comprende una matriz 6×6 , pero esto es meramente con fines ilustrativos; en la práctica el microdosímetro puede comprender una matriz de 4800 o más SV, y se entenderá que se pueden emplear matrices de otros tamaños de acuerdo con este modo de realización; las matrices son comúnmente cuadradas pero no es necesario que lo sean.

- La matriz de SV 3D se fabrica a partir de una oblea SOI, tal como con tecnología de aislamiento (por ejemplo, tecnología de grabado de mesa). Los SV 3D, una vez fabricados, se integran en PMMA (o acrílico) 404 por cualquier técnica adecuada conocida. El PMMA 404 es un medio equivalente a tejido para la generación de partículas cargadas secundarias, como en el tejido en el caso de irradiación de neutrones y también para el equilibrio electrónico en el caso de radiación de fotones. El espesor del PMMA 404 se puede seleccionar de acuerdo con la aplicación, como se apreciará por los expertos en esta técnica. El microdosímetro 400 tiene amplificación interna (avalancha). En uso, el microdosímetro 400 se cubre con el material de interés equivalente a tejido o se inserta en un objeto de interés para mediciones de dosis equivalente producida por partículas secundarias en el material de interés.

- 25 La figura 5 es una vista esquemática de una forma ideal 500 de un SV 402 del microdosímetro 400. En su forma ideal 500, los SV 402 son cilíndricos (como se representa en esta figura), pero las restricciones de fabricación harán que los SV más prácticos de acuerdo con este modo de realización sean casi cilíndricos frustocónicos. Los SV 402 se producen usando tecnología SOI. Cada uno comprende una capa de difusión o implantación interna p+ de núcleo 502 (de diámetro d), rodeada por una capa de silicio activo 504, y una capa externa n+ 506 (de diámetro exterior D).

- 30 La capa de silicio activo de espesor fijo 504 del SOI y de la superficie de cada SV permite que se fabriquen SV de forma bien definida y uniforme. Se proponen tres tamaños posibles de los SV 402: $d = 1 \mu\text{m}$ y $D = 5 \mu\text{m}$, $d = 3 \mu\text{m}$ y $D = 8 \mu\text{m}$, y $d = 5 \mu\text{m}$ y $D = 10 \mu\text{m}$.

- El núcleo p+ 502 y la capa externa n+ 506 producen un campo eléctrico bien definido que permite una recolección de carga sustancialmente de un 100 %. El tamaño radial pequeño del núcleo p+ 502 (y SV 402 en general) proporciona un campo eléctrico suficientemente fuerte cerca del núcleo 502 con valores razonables de polarización inversa aplicada (por ejemplo, 5-10 V) para el proceso de avalancha. Dichas estructuras se produjeron por tecnología de 0,18 μm . La separación espacial de los SV se logra, por ejemplo, con la tecnología de grabado de mesa a una profundidad de SOI de capa activa.

- Como se entenderá por los expertos en la técnica, en otro modo de realización, SV 402 podría tener en cambio un núcleo n+ y una capa externa p+.

La figura 6 es una vista esquemática de un SV casi cilíndrico y por lo tanto más realista 600 adecuado para el microdosímetro 400. SV 600 también se produce usando tecnología SOI, y comprende una capa de difusión o implantación interna p+ de núcleo 502, rodeada por una capa de silicio activo 604, y una capa externa n+ 606.

- 45 La figura 7 es una vista esquemática de la disposición de matriz 700 de los SV 402, 600 (que comprenden uniones p-n 3D) del microdosímetro 400. La disposición de matriz 700 comprende varios grupos de SV conectados a canales separados de la electrónica de lectura (no mostrados), funcionando la electrónica de lectura en modo de espectroscopía. En esta figura, la capa externa de cada unión p-n se muestra como un círculo, y el núcleo interno como un punto central.

- En este ejemplo, cada grupo de SV comprende cinco SV dispuestos en general horizontalmente (como se muestra en esta figura) e intercalados con otro grupo de SV. En consecuencia, la disposición de matriz (parcial) 700 incluye 12 adaptadores de salida 702a, 702b, 702c, 702d, 702e, 702f, 702g, 702h, 702i, 702j, 702k, 702l, cada una acoplada a un canal separado de la electrónica de lectura. Los SV están conectados con trazas de aluminio finas; los núcleos de cada grupo están conectados entre sí, mientras que las capas externas de todos los SV en la matriz están conectadas entre sí. Por tanto, en la fila superior (en esta vista), los núcleos de los SV impares (contando desde la izquierda en esta vista) están conectados al adaptador de salida A 702a, y los núcleos de los SV pares al adaptador de salida B 702g. En la siguiente fila hacia abajo, esto se invierte: los núcleos de los SV impares (contando desde la izquierda) están conectados al adaptador de salida B 702h, y los núcleos de los SVs pares al adaptador de salida A 702b.

Todas las capas externas de las uniones p-n están conectadas a un adaptador G (o tierra) 704a, 704b, 704c, 704d, 704e, 704f.

5 Esta disposición permite mediciones del grupo de energía distribuida en más de una celda de forma independiente (donde, en diseños existentes, dichos eventos estarán relacionados con un único SV de unión p-n, introduciendo de este modo errores en la determinación del grupo de energía). Por ejemplo, dichos eventos pueden ser en forma de iones pesados de alta energía con electrones delta distribuidos radialmente más allá del tamaño de un SV. Con la disposición 700, cada SV en general está rodeado por otros cuatro SV con salidas diferentes a la del primer SV. Por tanto, en la figura, cada SV con un adaptador de salida eléctrico B (transparente) está rodeado por cuatro SV con adaptadores de salida A (sombreados). (Los SV en el borde de la matriz tienen tres SV adyacentes, y los SV de esquina tienen dos SV adyacentes.) Esta segmentación permite reducir los efectos de acumulación y reduce la capacitancia de cada subconjunto de la matriz, mejorando así la resolución de energía del microdosímetro.

10 Además, las lecturas independientes de los adaptadores de salida A y adaptador de salida B permiten mediciones de coincidencia, que son importantes para observar las estructuras de recorrido. La distribución radial de un evento de energía depositada se puede medir mientras que el área total sensible eficiente del microdosímetro sea la misma que en el caso de una matriz de unión p-n paralela. La proporción de las energías depositadas en un primer SV y los cuatro SV circundantes, medida en coincidencia, proporciona información radiobiológica importante en las mediciones de RBE de un campo de radiación, además de la información de microdosimetría habitual.

15 La figura 8 es una lectura esquemática de una porción de la disposición de matriz 700 de la figura 7. Se muestran el SV de "núcleo" 802 y cuatro SV "circundantes" 804 ejemplares, conectados a dos canales de espectroscopia de carga de lectura separados 806a, 806b respectivamente, cuyas salidas se suman 808.

En la práctica, existen muchos canales (o segmentos) de lectura para reducir la capacitancia, correspondiendo cada segmento a una pluralidad de filas paralelas de la matriz (véase la figura 7). Esto se logra conectando pluralidades de adaptadores de salida A, B y G (respectivamente).

25 Antes de sumar, el primer canal 806a (por lo tanto, la salida del SV de núcleo 802) pasa a través de una puerta lineal 810, proporcionando espectros MCA convencionales (de energía depositada en los SV por partículas cargadas secundarias en el medio de interés) en MCA 812. Para eventos con un grupo de depósito de energía distribuido sobre el SV de núcleo 802 y los SV circundantes 804, se genera una señal de coincidencia 814 que bloquea el segundo canal 806b (es decir, las salidas de los SV circundantes 804) y la carga se adquiere al MCA 812 desde el núcleo o primer canal 806a. Los valores separados de la "carga de núcleo" Q_c del SV de núcleo 802 y la "carga circundante" Q_s de los SV circundantes 804 se generan por tanto en 816, excluyendo el primero los eventos duplicados falsos de los SVs circundantes 804. Conjuntamente, Q_c y Q_s proporcionan gráficos 2D de distribución de energía entre los dos canales, es decir, la estructura de recorrido de eventos de alta energía, sin reducir el área sensible del microdosímetro 400. El espectro de la proporción Q_c/Q_s es un parámetro radiobiológico que extiende la utilidad del microdosímetro, incluyendo en la predicción de la respuesta celular a campos de radiación en términos de la teoría de la estructura de recorrido. Se esperan niveles significativos de eventos de coincidencia, por ejemplo, en campos de radiación del espacio profundo con iones de alta energía (como Fe, Ti y C) con energías del orden de 1 GeV/u.

35 El microdosímetro de estado sólido 400 y la electrónica frontal asociada 800 en ambos canales 806a, 806b se proporcionan en un solo chip producido en la electrónica SOI. Los espectros MCA y datos de coincidencia obtenidos con ellos se procesan con un microprocesador (u otro dispositivo informático adecuado) siendo la salida la dosis equivalente H en Sv.

Conversión de microdosímetro de estado sólido en dosis equivalente

En el modo de microdosimetría regional, se usan las siguientes etapas, de acuerdo con este modo de realización, para convertir los espectros del grupo de energía depositada en silicio en dosis equivalentes:

45 Etapa 1. Adquirir espectros MCA ($f(E)$ frente a E) en la salida de MCA (en 812 en la figura 8), como se describe anteriormente.

Etapa 2. Determinar la dosis absorbida en Si a partir de espectros MCA:

$$\frac{\int_0^{\infty} f(E) E dE}{M_{Si}}$$

donde M_{Si} es una masa total de todos los SV 3D del microdosímetro 400.

50 Etapa 3. Determinar una cuerda SV promedio con conversión en cuerda promedio equivalente a tejido (TE) $\langle I \rangle_{TE}$:

$$\langle I \rangle_{TE} = \frac{4V}{S\zeta}$$

donde el coeficiente de conversión $\zeta = 0,63$, V es el volumen de un SV y S es el área de superficie de un SV.

Etapa 4. Convertir los espectros MCA ($f(E)$ frente a E) en los espectros de energía lineal $f(y)$ frente a y donde y es igual:

$$y = \frac{E}{\langle 1 \rangle_{TE}},$$

5 Etapa 5. Determinar la fracción de dosis depositada en material equivalente a tejido por secundarios dentro del intervalo de energía lineal y a y+dy:

$$d(y) = \frac{yf(y)}{y_f},$$

donde

$$y_f = \int_0^{\infty} yf(y)dy.$$

10 Queda claro que dicha normalización proporciona

$$\int_0^{\infty} d(y)dy = 1.$$

Etapa 6. Convertir la dosis absorbida de silicio en la dosis absorbida TE usando la teoría de cavidad de Bragg Gray:

$$\frac{D_{TE}}{D_{Si}} = \frac{S_{TE}}{S_{Si}},$$

15 donde S_{TE}/S_{Si} es la proporción promedio de las potencias de parada de ionización para partículas secundarias en el campo de radiación de interés. En la mayoría de las aplicaciones microdosimétricas para protección contra radiación (tal como en un entorno espacial), los espectros consisten en protones y neutrones. Se ha demostrado que el coeficiente promedio es de 0,63. Sin embargo, este coeficiente se puede ajustar en cada caso de acuerdo con la aplicación en un entorno de radiación conocido, tal como una planta de energía nuclear o un acelerador.

20 Etapa 7. Determinar la dosis equivalente en un tejido, en Sv:

$$H = D_{TE} \int_0^{\infty} Q(y)d(y)dy,$$

donde Q(y) es el factor de ponderación tabulado en la tabla 1. (Los espectros microdosimétricos TE ejemplares derivados de los espectros SOI de MCA para un microdosímetro SOI de la técnica anterior se representan como d(y) frente a y con una escala de log y en la figura 2.)

25 **Determinación de dosis equivalente anticipada**

Además de las etapas de microdosimetría regionales presentadas anteriormente, la información sobre la estructura de recorrido se puede usar para predecir el riesgo de inducción de cáncer.

Aplicaciones ejemplares

30 A continuación se muestran ejemplos de aplicaciones del microdosímetro de estado sólido 400 para la protección contra radiación y las mediciones de dosis equivalente de neutrones en términos de Sv en tejido en tratamiento de protones fuera del campo de protones. En el primer y segundo experimentos, se usaron microdosímetros SOI de 5 y 10 μm de espesor (de acuerdo con el modo de realización descrito anteriormente) basados en matrices de 4800 de uniones p-n paralelas planas con tamaño de $30 \times 30 \times 10 \mu\text{m}$, cubiertas por una capa fina de polietileno para imitar el material TE. La recolección de carga incompleta en una unión p-n plana se tuvo en cuenta con un coeficiente de corrección obtenido a partir de estudios de imágenes de recolección de carga en una microsonda de iones pesados (véanse las 3A, 3B y 3C). El objetivo de estos ejemplos es demostrar la viabilidad de la microdosimetría de estado sólido activo para las mediciones TE.

Ejemplo 1

Medición de espectros microdosimétricos TE en fuente gamma-neutrones de Pu-Be.

Se midió la respuesta de un microdosímetro SOI de la técnica anterior (véase la figura 1) en un campo mixto gamma/neutrones producido a partir de una fuente de neutrones de radioisótopos $^{238}\text{Pu-Be}$. La fuente se localizó en una instalación de irradiación de neutrones de propósito general de área de piso de $7,5\text{ m}^2$; la instalación estaba rodeada por paredes de 400 mm de espesor y 1,75 m de alto de hormigón y parafina boratada. La actividad de fuente fue de 325 GBq con una tasa de emisión de neutrones estimada de 2×10^7 neutrones en 4π . La energía promedio de neutrones rápidos fue de aproximadamente 4 MeV con una energía máxima de aproximadamente 10 MeV. El componente gamma dominante fue una emisión de 4,4 MeV asociada con la descomposición del estado excitado unido de $^{12}\text{C}^*$ producido en la reacción $\text{Be}(\alpha, n)$ dentro de la fuente $^{238}\text{Pu-Be}$. El microdosímetro SOI de $5\ \mu\text{m}$ de espesor con 4800 uniones p-n paralelas planas se montó a una distancia de aproximadamente 2,6 cm de la fuente.

La figura 9 es un ejemplo de un conjunto de gráficos 900 de espectros microdosimétricos TE derivados de espectros MCA medidos experimentalmente, en respuesta al campo de radiación mixta gamma/neutrones con y sin la presencia de una capa convertidora de polietileno, obtenida de acuerdo con las etapas 1 a 4 anteriores del procedimiento de análisis de datos de este modo de realización. La línea continua (para el microdosímetro SOI simple) se ha ampliado 100 veces para facilitar la comparación y se relaciona con la interacción de eventos de neutrones en material de Si. La contribución a la dosis equivalente simulada es insignificante (menos de un 1 %). Los espectros microdosimétricos coinciden con la forma de los espectros obtenidos con el pozo de TEPC, lo que respalda la validez del procedimiento de este modo de realización.

Ejemplo 2

Se realizaron mediciones de dosis equivalente a la contaminación por neutrones en un maniquí de paciente producido durante el tratamiento con protones.

La interacción de protones de 250 MeV con dispositivos modificadores de haz y el paciente produce neutrones rápidos que depositan la dosis de energía en el paciente y pueden ser la causa de cáncer secundario. Se realizaron estimaciones de la dosis de neutrones equivalente dentro del maniquí fuera del campo de protones usando un microdosímetro de estado sólido y las etapas del procedimiento de análisis de datos del modo de realización anterior.

La figura 10 es un conjunto de gráficos 1000 de espectros microdosimétricos TE obtenidos de espectros MCA con un microdosímetro SOI de $10\ \mu\text{m}$ de la técnica anterior comparable al de la figura 1 en un maniquí de agua a diferentes profundidades en el maniquí de agua a lo largo del pico Bragg de protones. La energía de protones fue de 190 MeV; el intervalo fue de 26 cm. Por claridad, los espectros individuales, de acuerdo con la posición de recolección de datos, están etiquetados como sigue:

1002 x = 2,2 cm

1004: x = 20 cm

1006: x = 23,2 cm

1008: x = 23,9 cm

1010: x = 25 cm

1012: x = 26 cm

1014: x = 30 cm

Los cambios en la forma de los espectros microdosimétricos normalizados TE con profundidad a mayor LET, debido a la reducción de la energía de protones, son evidentes. Los datos 1014 recogidos a $x = 30\text{ cm}$ (es decir, 4 cm detrás del pico Bragg) muestran una contribución de los neutrones. Se observó una buena concordancia entre estos espectros microdosimétricos y los datos obtenidos con TEPC. Las figuras 11A, 11B, 11C, 11D y 11E ilustran la derivación de la distribución de la dosis equivalente de neutrones obtenida con un microdosímetro SOI de $10\ \mu\text{m}$ de la técnica anterior (véase la figura 1), detrás de un campo de protones típico para el tratamiento de cáncer de próstata. Con las etapas del procedimiento de este modo de realización descrito anteriormente, la dosis equivalente de neutrones se midió 5 cm lateralmente desde el borde de campo del campo de protones a lo largo del pico Spaget Out Bragg Peak (SOBP) en un maniquí acrílico. La energía de protones fue de 250 MeV.

Los datos demuestran la aplicabilidad de este enfoque para mediciones de dosis equivalentes en tejido. Las dosis de neutrones equivalentes concuerdan con las medidas con las esferas de Bonner y TEPC. Otra ventaja del microdosímetro SOI es que su resolución espacial es superior a otros procedimientos que permiten realizar mediciones en cualquier punto en un maniquí.

Por tanto, la figura 11A es un gráfico de espectros MCA $f(E)$ frente a energía depositada (keV), obtenida con un microdosímetro SOI de la técnica anterior comparable al de la figura 1 (véase la etapa 1). En la etapa 2, las áreas bajo

los espectros MCA y la masa total de volúmenes sensibles a Si se usan para obtener la dosis absorbida en Si. La dosis absorbida en Si se convierte en dosis TE. La proporción de potencias de parada usadas fue de 0,63.

Las etapas 3 y 4 comprenden la conversión de los espectros MCA ($f(E)$ frente a energía) en los espectros de energía lineal $f(y)$ frente a y ; el resultado se representa en la figura 11B.

- 5 En la etapa 5, se obtienen espectros de microdosimetría normalizados, como se muestra en la figura 11C (en la que, como resultado, el área bajo la curva es 1).

Las etapas 6 y 7 producen una simulación de dosis equivalente por circunvolución de espectros en la figura 11C y $Q(y)$ de la tabla 1.

- 10 La figura 11D es un gráfico de la distribución derivada de dosis equivalente de neutrones, expresada en mSv (milisieverts) por 1 Gy de dosis absorbida de protones. Por claridad también se muestra la distribución de dosis de protones.

- 15 La figura 12 es una comparación de la dosis equivalente de neutrones en una localización particular fuera del volumen de tratamiento por 1 Gy de dosis absorbida de protones entregados al objetivo, medida en condiciones similares de otras instalaciones de tratamiento de protones usando detectores TE y esferas de Bonner. Los datos representados muestran una buena concordancia con la dosis equivalente medida con el microdosímetro SOI de este modo de realización procesada con las etapas 1 a 7 (anteriores).

- 20 Estos ejemplos demuestran en primer lugar la utilidad de los microdosímetros SOI con matrices de uniones p-n tridimensionales de acuerdo con la presente invención, y el procesamiento de datos de acuerdo con el procedimiento de siete etapas descrito anteriormente de acuerdo con la presente invención para la caracterización cuantitativa de campos de radiación mixtos en términos de tejido, en lugar de la separación de radiación gamma de la de neutrones en términos de recuentos como se realiza por otros usando matrices de uniones p-n planas para microdosimetría.

- 25 El microdosímetro SOI con SV de avalancha 3D de acuerdo con este modo de realización parece mejorar el intervalo dinámico y la exactitud debido a la evitación de artefactos de acumulación en espectros microdosimétricos y a la capacidad de analizar la estructura de recorrido de iones de alta energía. Este microdosímetro está libre de al menos algunos de las deficiencias de los microdosímetros de silicio existentes, pero aprovecha las mejores características de los TEPC de gas y, por lo tanto, puede medir LET a menos de 1 keV/ μm .

REIVINDICACIONES

1. Un microdosímetro, que comprende:
 - una matriz (700) de detectores (402; 500; 600), proporcionando cada uno un objetivo de volumen sensible; y
 - un medio equivalente a tejido (404) para generar partículas cargadas secundarias;
- 5 **caracterizado por que** dicha matriz (700) se fabrica a partir de un semiconductor en una oblea aislante y dichos detectores (402; 500; 600) están situados para detectar partículas cargadas secundarias generadas en dicho medio equivalente a tejido (404);
 - los detectores (402; 500; 600) son detectores semiconductores de uniones p-n tridimensionales (402; 500; 600);
 - los detectores (402; 500; 600) están integrados en y separados espacialmente por dicho medio equivalente a tejido (404); y
 - 10 cada uno de dichos detectores (402; 500; 600) tiene un electrodo central (502, 602) rodeado por una capa de silicio activo (504, 604) rodeada por una región de electrodo externa (506, 606), en el que el volumen del electrodo central, la capa de silicio activo y la región de electrodo externa definen el objetivo de volumen sensible, y en el que:
 - 15 el electrodo de núcleo es un electrodo p+ (502; 602) y la región de electrodo externa es una región de electrodo n+ (506; 606); o bien
 - el electrodo de núcleo es un electrodo n+ y la región de electrodo externa es una región de electrodo p+.
2. Un microdosímetro como se reivindica en la reivindicación 1, en el que dichos detectores semiconductores (402; 500; 600) son detectores de silicio y/o detectores a escala micrométrica.
- 20 3. Un microdosímetro como se reivindica en la reivindicación 1 o bien 2, en el que el núcleo de cada uno de los detectores (402; 500; 600) comprende una región p+ en forma de varilla (502; 602) dentro de un volumen sensible a Si (504; 604) o una región n+ en forma de varilla dentro de un volumen sensible a Si (504; 604).
4. Un microdosímetro como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que los detectores son cilíndricos o casi cilíndricos, o frustocónicos.
- 25 5. Un microdosímetro como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que dicho medio equivalente a tejido (404) comprende poli(acrilato de metilo).
6. Un microdosímetro como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que cada uno de dichos detectores (402; 500; 600) es un detector de avalancha para la amplificación de carga depositada.
7. Un microdosímetro como se reivindica en la reivindicación 6, en el que dicha amplificación es controlable con polarización de unión p-n.
- 30 8. Un microdosímetro como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que dichos detectores (402; 500; 600) están conectados de modo que cada uno de dichos detectores (402; 500; 600) no está conectado a al menos uno de sus detectores inmediatamente adyacentes de dichos detectores (402; 500; 600).
- 35 9. Un microdosímetro como se reivindica en uno cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que incluye un analizador multicanal para adquirir al menos un espectro de datos de dichos detectores (402; 500; 600), y medios computacionales para determinar la dosis absorbida en Si de dicho espectro, convertir dicho espectro en un espectro de energía lineal, determinar a partir de dicho espectro de energía lineal una dosis diferencial d(y) depositada en material equivalente a tejido por eventos secundarios dentro de un intervalo de energía lineal y a y+dy, convertir la dosis absorbida de semiconductor en dosis absorbida equivalente a tejido usando las respectivas potencias de parada de ionización de semiconductor y equivalente a tejido para partículas secundarias, y determinar la dosis equivalente en un tejido de dicha dosis absorbida equivalente a tejido, incluyendo la circunvolución de dicha dosis diferencial d(y) con un coeficiente de calidad dependiente de energía lineal.
- 40 10. Un procedimiento para realizar microdosimetría, que comprende:
 - 45 exponer un medio equivalente a tejido (404) a una fuente de radiación, generando de este modo partículas cargadas secundarias en dicho medio equivalente a tejido (404); y
 - detectar al menos algunas de dichas partículas cargadas secundarias con una matriz (700) de detectores (402; 500; 600), proporcionando cada uno un objetivo de volumen sensible, fabricándose dicha matriz (700) a partir de un semiconductor en la oblea aislante;
 - 50 **caracterizado por que** los detectores (402; 500; 600) son detectores semiconductores de uniones p-n tridimensionales (402; 500; 600);
 - los detectores (402; 500; 600) están integrados en y separados espacialmente por dicho medio equivalente a tejido (404); y

cada uno de dichos detectores (402; 500; 600) tiene un electrodo central rodeado por una capa de silicio activo rodeada por una región de electrodo externa, en el que el volumen de electrodo central, la capa de silicio activo y la región de electrodo externa definen el objetivo de volumen sensible, y en el que:

5 el electrodo de núcleo es un electrodo p+ (502; 602) y la región de electrodo externa es una región de electrodo n+ (506; 606); o bien

el electrodo de núcleo es un electrodo n+ y la región de electrodo externa es una región de electrodo p+.

11. Un procedimiento como se reivindica en la reivindicación 10, en el que el núcleo de cada uno de los detectores (402; 500; 600) comprende una región p+ en forma de varilla (502; 602) dentro de un volumen sensible a Si (504; 604) o una región n+ en forma de varilla dentro de un volumen sensible a Si (504; 604).

10 12. Un procedimiento como se reivindica en la reivindicación 10 o bien 11, en el que dichos detectores (402; 500; 600) están conectados de modo que cada uno de dichos detectores (402; 500; 600) no está conectado a al menos uno de sus detectores inmediatamente adyacentes de dichos detectores (402; 500; 600).

13. Un procedimiento como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que incluye:

adquirir al menos un espectro de datos de dichos detectores (402; 500; 600),

15 determinar la dosis absorbida en Si a partir de dicho espectro,

convertir dicho espectro en un espectro de energía lineal,

determinar a partir de dicho espectro de energía lineal una dosis diferencial $d(y)$ depositada en material equivalente a tejido por eventos secundarios dentro de un intervalo de energía lineal y a $y+dy$,

20 convertir la dosis absorbida de semiconductor en la dosis absorbida equivalente a tejido usando las respectivas potencias de parada de ionización de semiconductor y equivalente a tejido para partículas secundarias, y

determinar la dosis equivalente en un tejido de dicha dosis absorbida equivalente a tejido, incluyendo la circunvolución de dicha dosis diferencial $d(y)$ con un coeficiente de calidad lineal dependiente de energía lineal.

14. Un procedimiento para procesar datos de microdosímetros, que comprende:

25 adquirir al menos un espectro con un microdosímetro (400) como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9;

determinar la dosis absorbida en Si a partir de dicho espectro;

convertir dicho espectro en un espectro de energía lineal;

determinar a partir de dicho espectro de energía lineal una dosis diferencial $d(y)$ depositada en material equivalente a tejido (404) por eventos secundarios dentro de un intervalo de energía lineal y a $y+dy$;

30 convertir la dosis absorbida de semiconductor en la dosis absorbida equivalente a tejido usando las respectivas potencias de parada de ionización de semiconductor y equivalente a tejido para partículas secundarias; y

determinar la dosis equivalente en un tejido de dicha dosis absorbida equivalente a tejido, incluyendo la circunvolución de dicha dosis diferencial $d(y)$ con un coeficiente de calidad lineal dependiente de energía lineal.

35 15. Un procedimiento como se reivindica en la reivindicación 14, que incluye convertir dicho espectro en un espectro de energía lineal con una cuerda promedio equivalente a tejido.

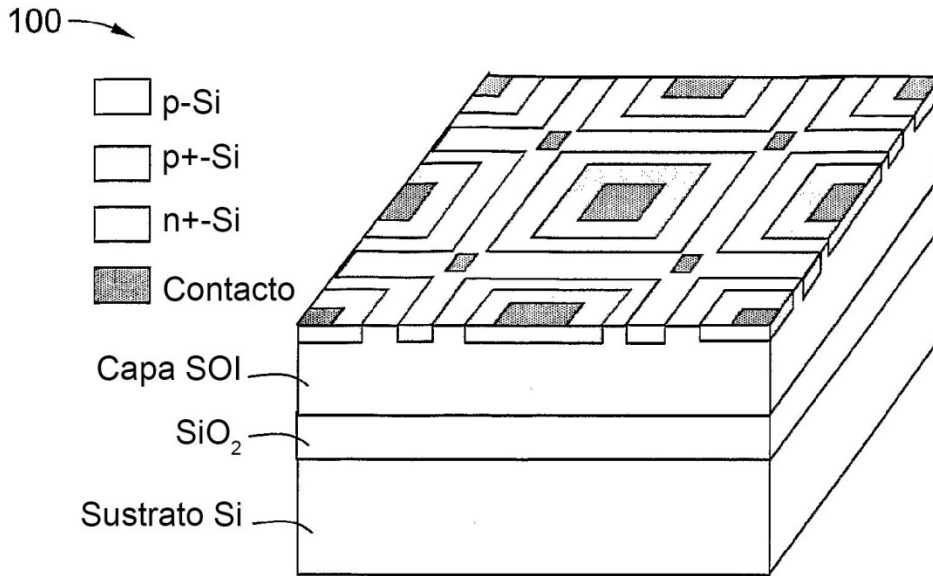


Figura 1
(técnica anterior)

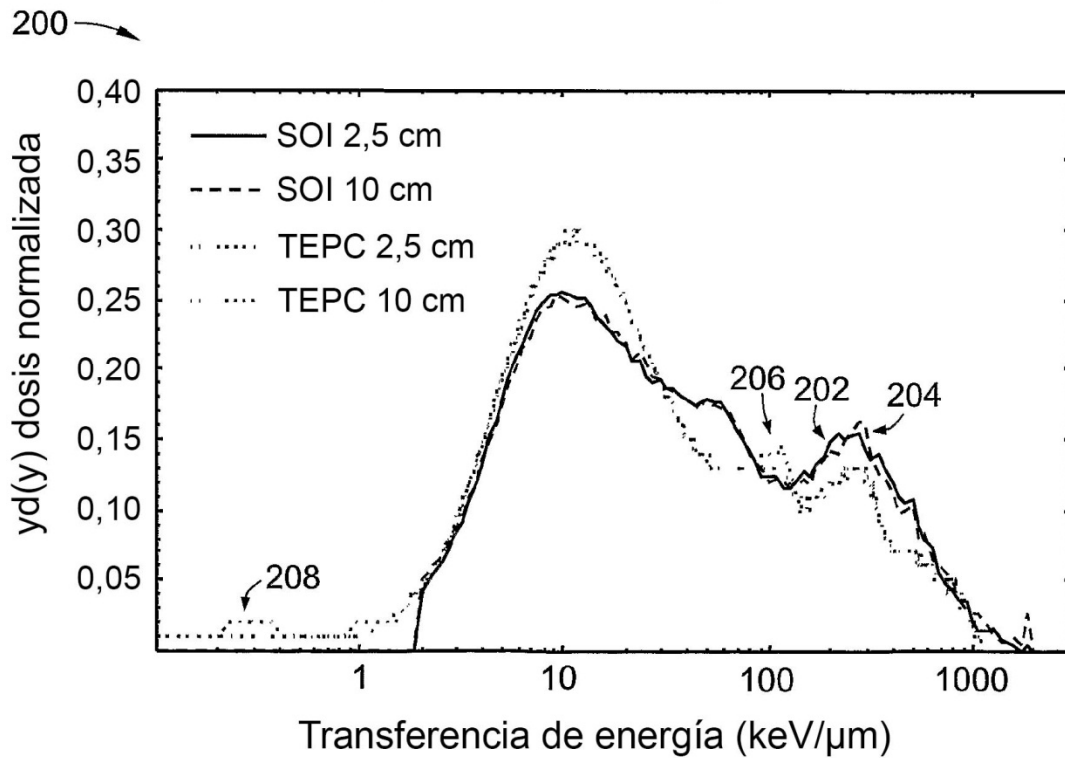


Figura 2
(técnica anterior)

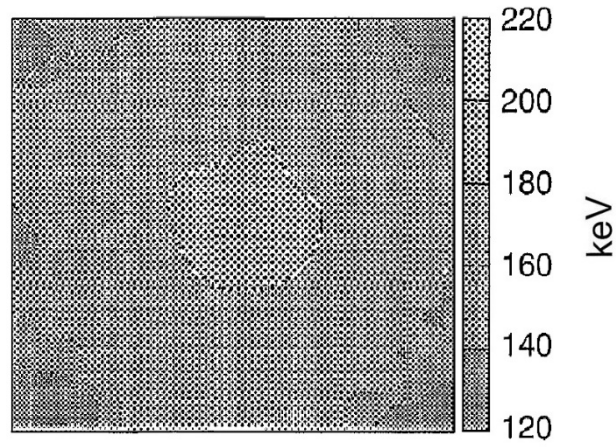


Figura 3A (*técnica anterior*)

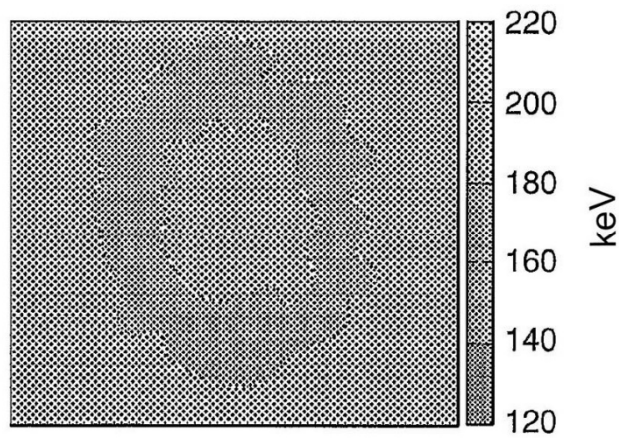


Figura 3B (*técnica anterior*)

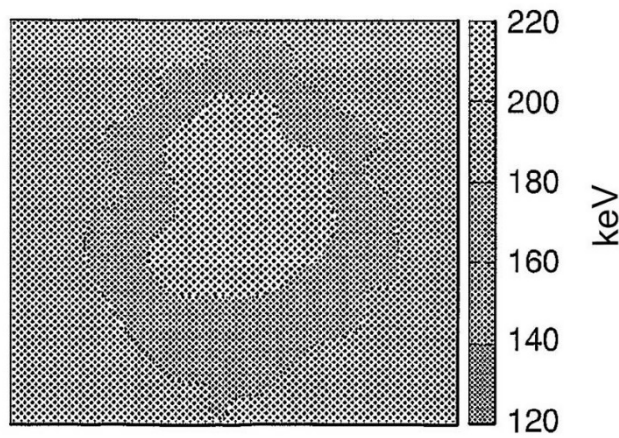


Figura 3C (*técnica anterior*)

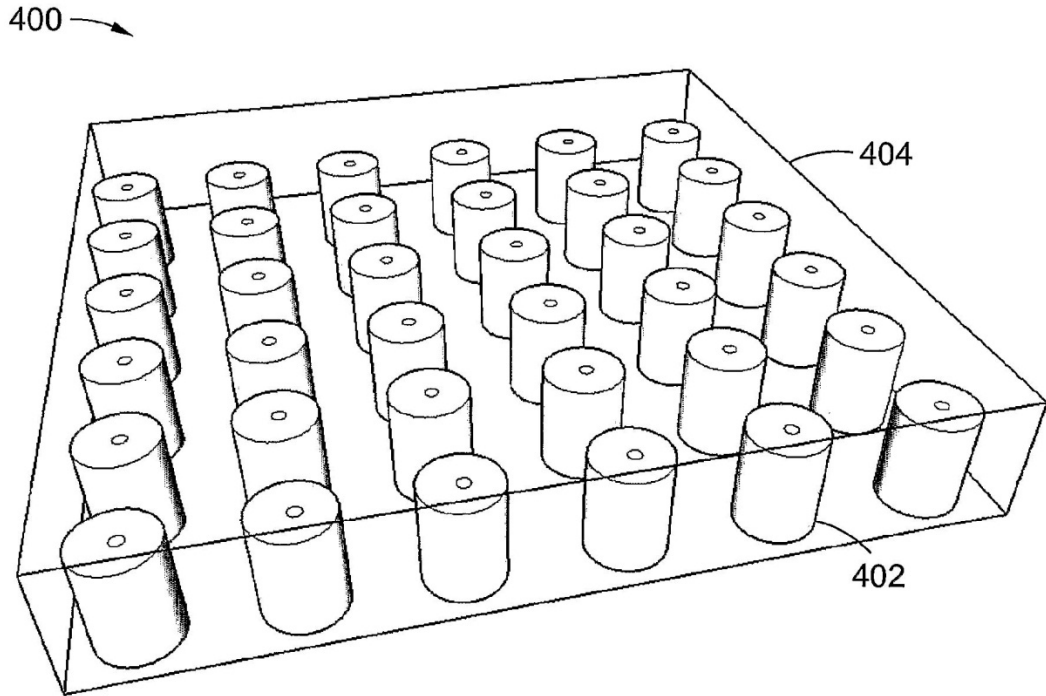


Figura 4

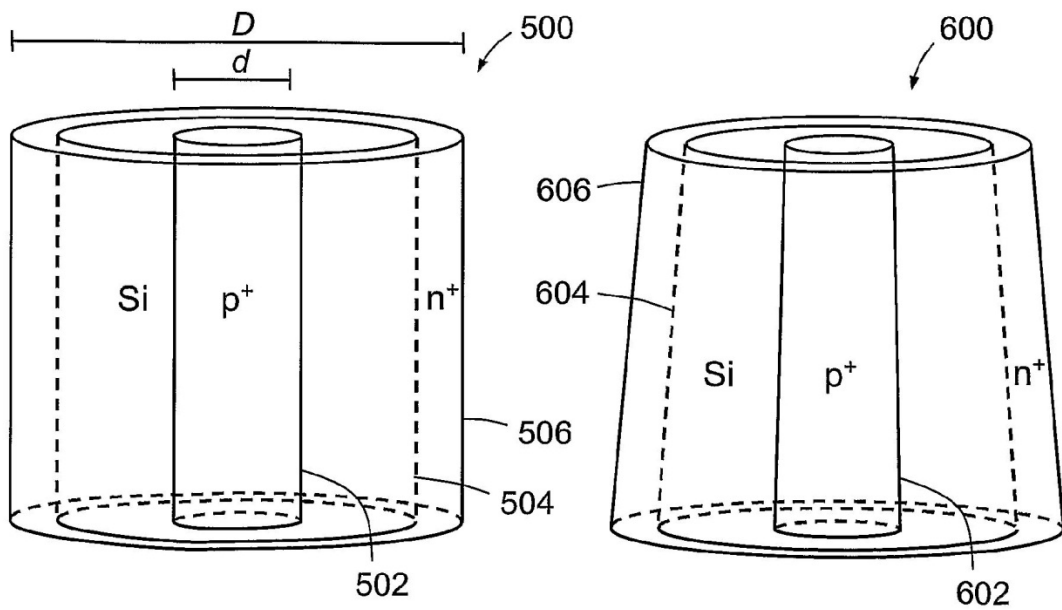


Figura 5

Figura 6

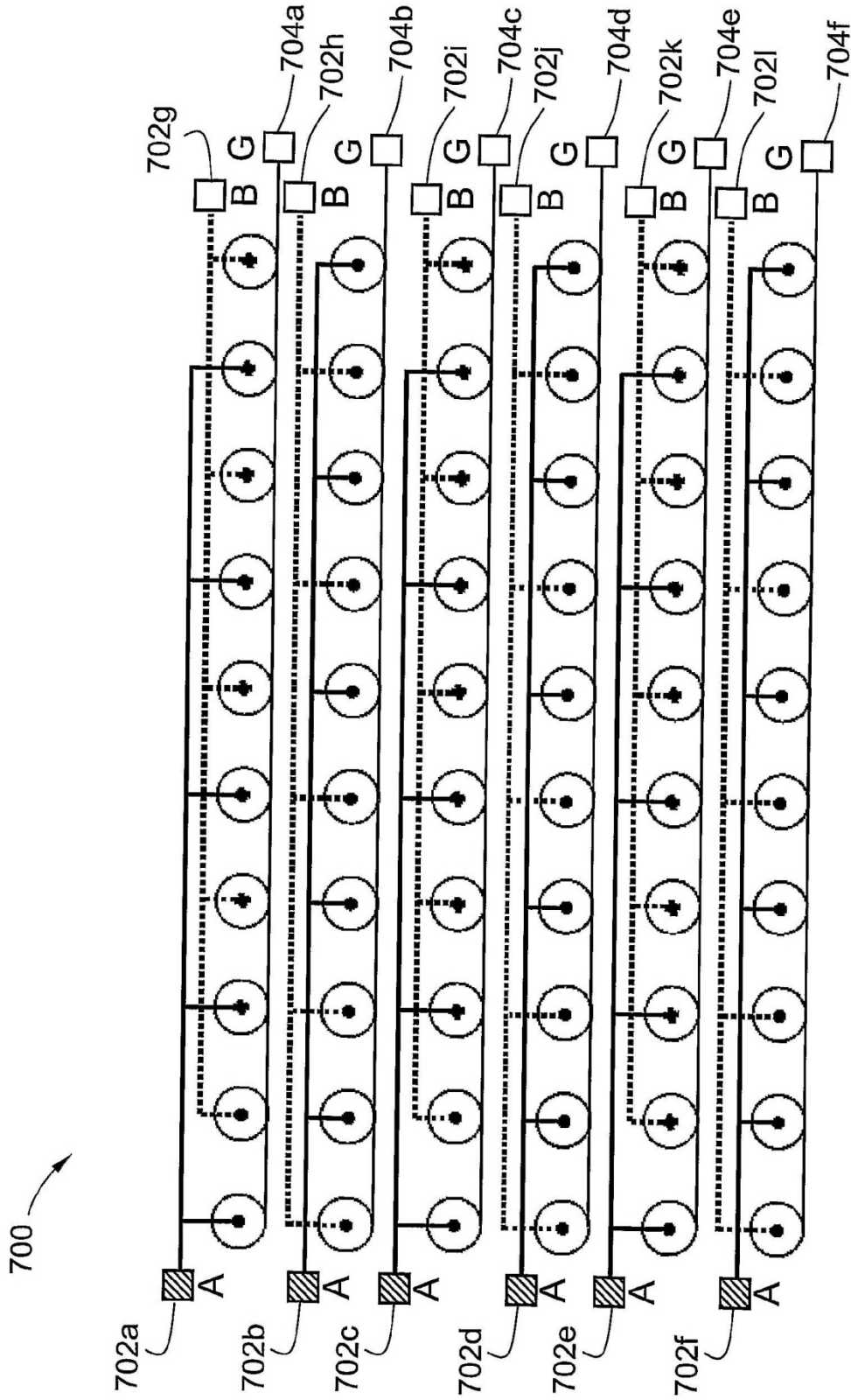


Figura 7

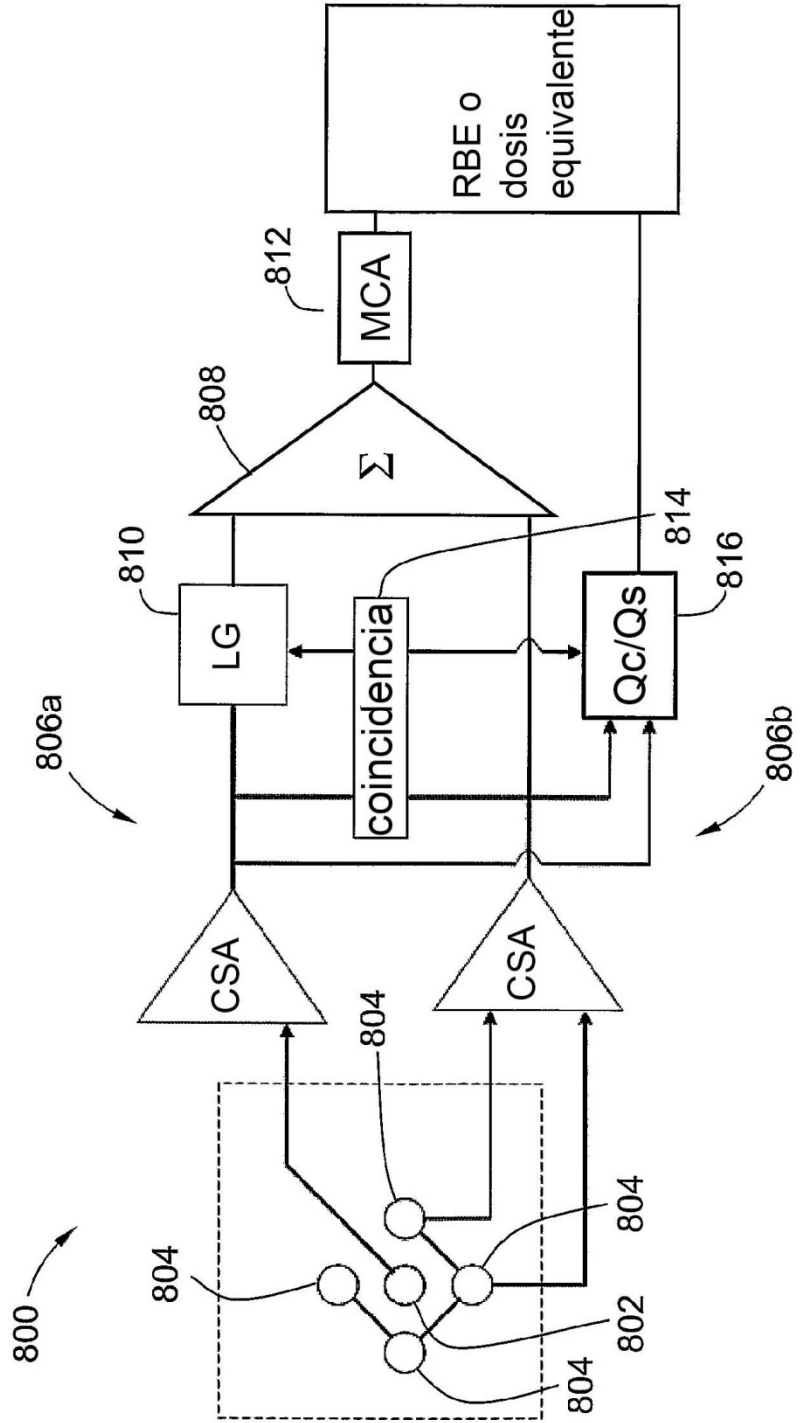


Figura 8

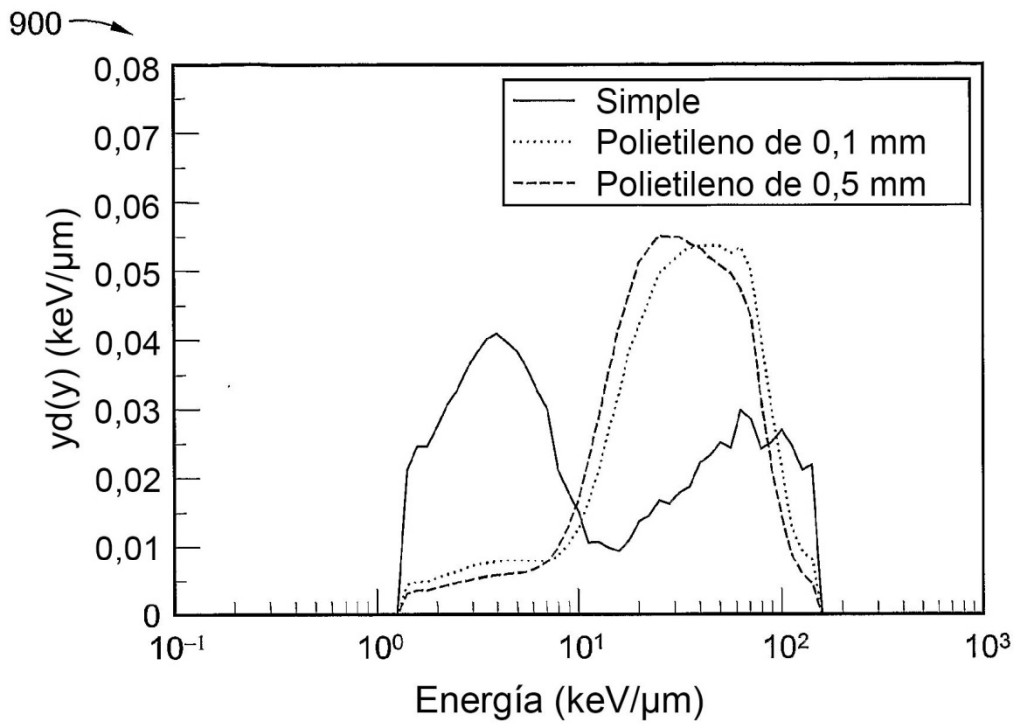


Figura 9

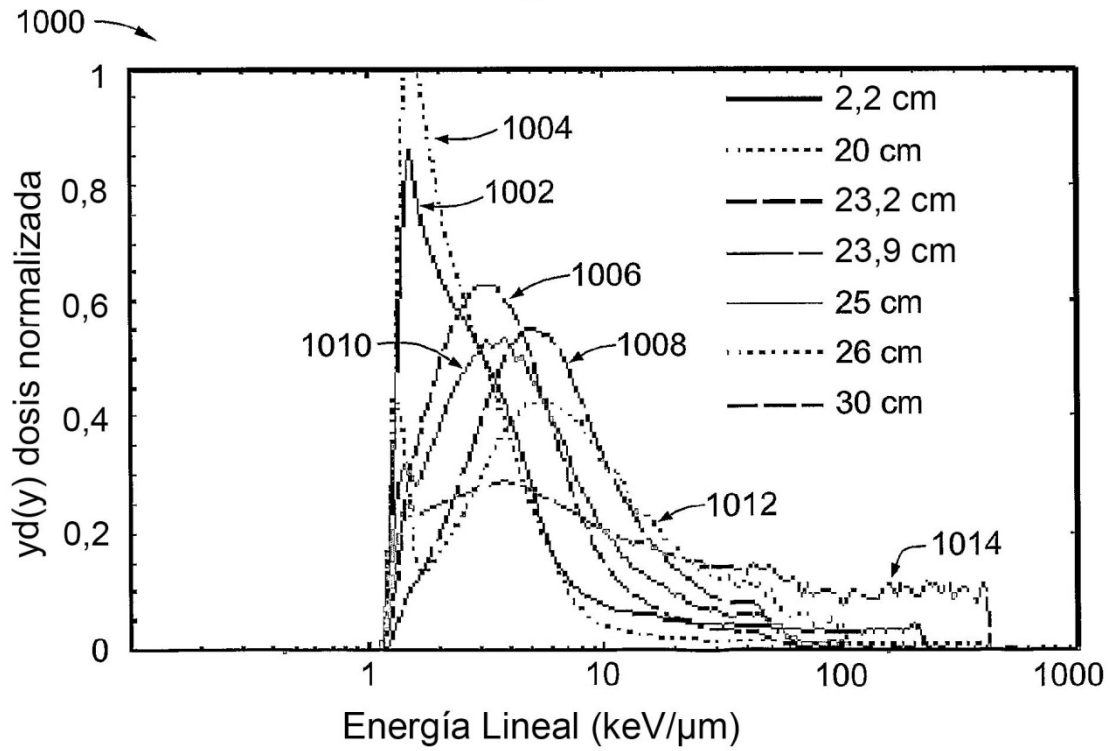


Figura 10

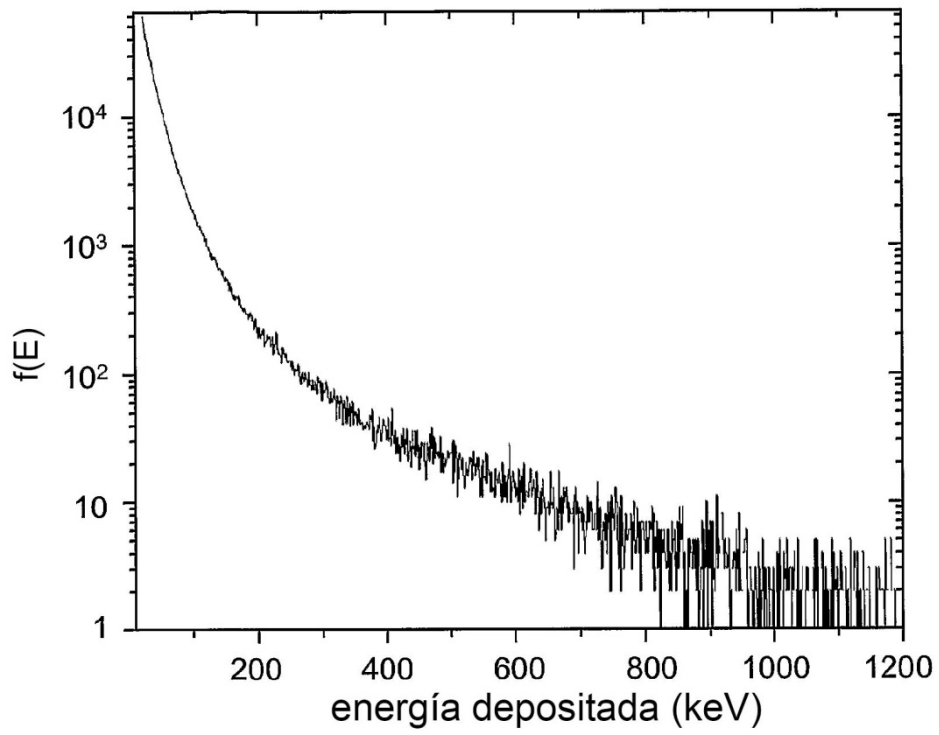


Figura 11A

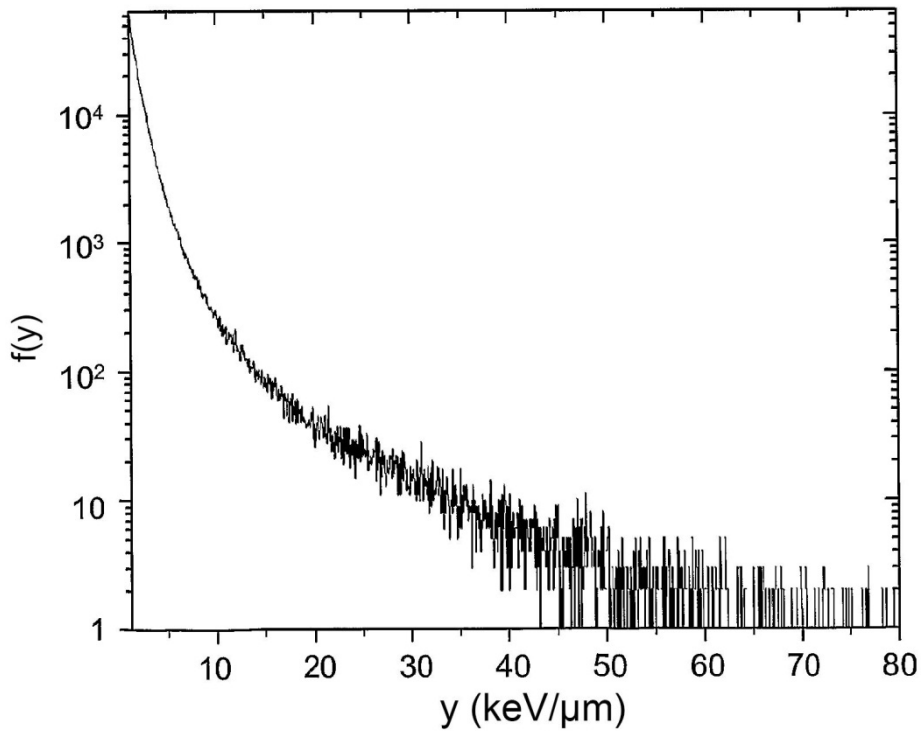


Figura 11B

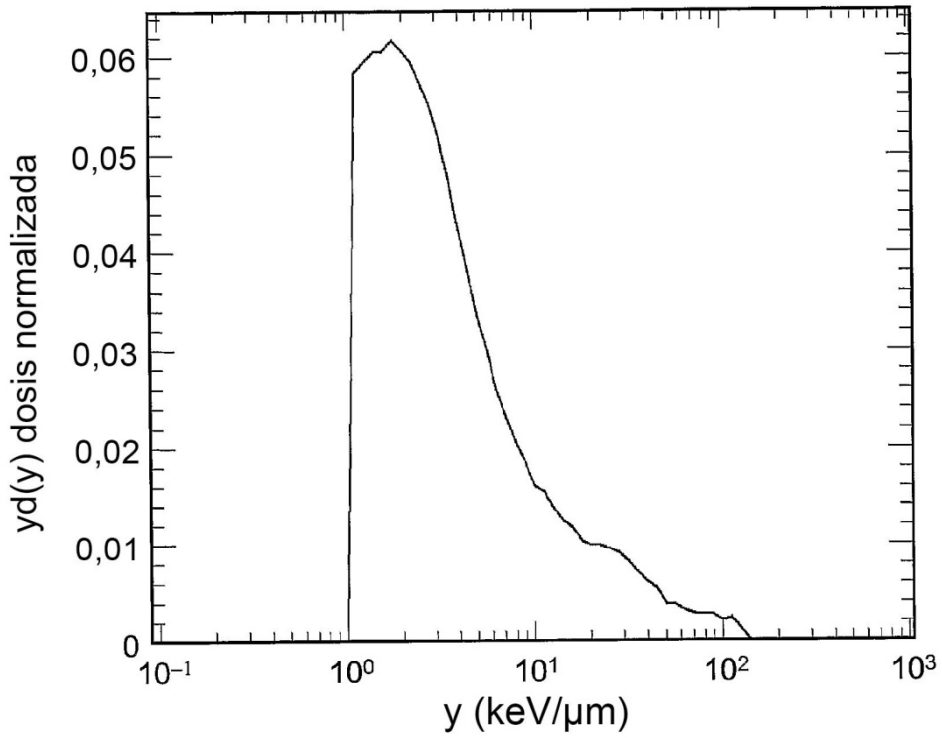


Figura 11C

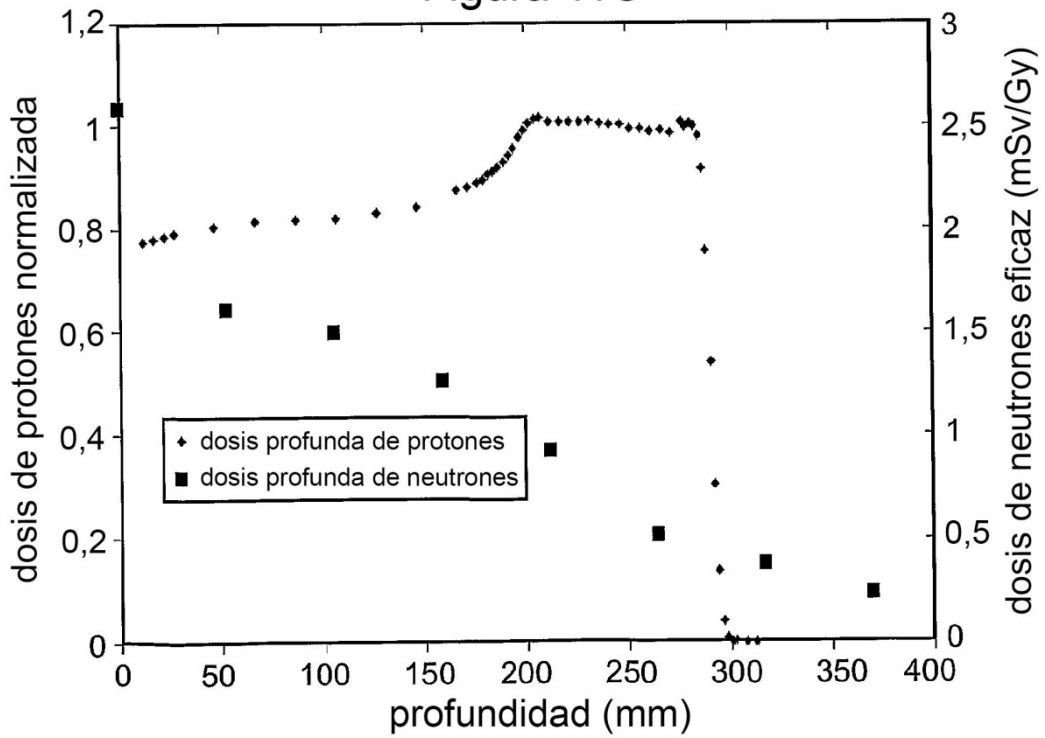
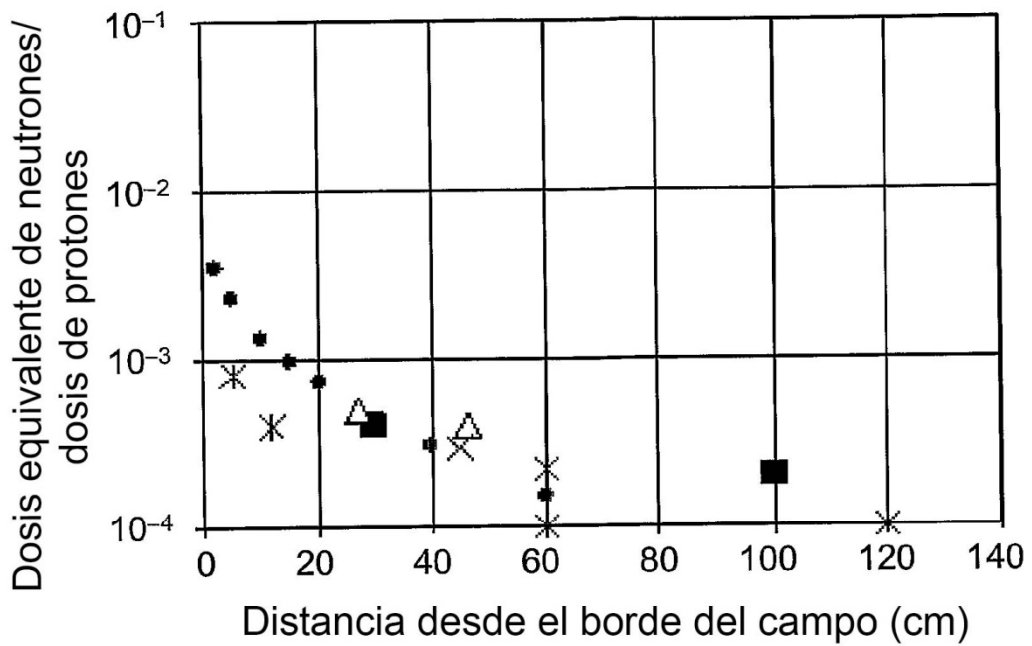


Figura 11D



- Microdosímetro SOI (225 MeV)
- LLUMC, Detector de neutrones Snoop (250 MeV)
- △ LLUMC, Detectores CR39 (250 MeV)
- × Artículo de Yan, HCL, Boston, esferas de Bonner (160 MeV)
- * MPRI, detector de burbujas de neutrones (150 MeV)

Figura 12