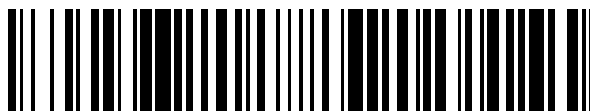


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 811 032**

51 Int. Cl.:

G01T 7/00 (2006.01)

G21F 3/00 (2006.01)

G21F 5/00 (2006.01)

G01T 1/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.03.2018** **PCT/JP2018/012576**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.10.2018** **WO18181395**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.03.2018** **E 18729857 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.05.2020** **EP 3407092**

54 Título: **Recipiente de dosímetro y cuerpo de medición de dosis**

30 Prioridad:

31.03.2017 WO PCT/JP2017/013684

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.03.2021

73 Titular/es:

NIPPON LIGHT METAL CO., LTD. (100.0%)
2-20, Higashi-Shinagawa 2-chome Shinagawa-ku
Tokyo 140-8628, JP

72 Inventor/es:

USUI, HIDEAKI;
FURUYA, HIDAKA;
TAKAHASHI, MAKI y
ISHIKAWA, HIDENORI

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 811 032 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

Recipiente de dosímetro y cuerpo de medición de dosis

Campo técnico

5 La presente invención se refiere a un contenedor de dosímetro y a un cuerpo de medición de dosificación para medir una dosificación de radiación distinta de una radiación de neutrones, tal como radiación gamma.

Antecedentes de la técnica

10 En los últimos años, la terapia de captura de neutrones de boro (BNCT) ha estado bajo una extensa investigación y desarrollo como una terapia emergente para el cáncer. La terapia de captura de neutrones de boro representa una radioterapia que utiliza radiación de neutrones. Primero, un compuesto de boro diseñado para incorporarse específicamente en las células cancerosas se administra a un paciente. Luego, las células cancerosas en las que se ha acumulado el compuesto de boro se irradian con radiación de neutrones controlada para tener una energía dentro de un rango predeterminado. Una colisión de la radiación de neutrones con el compuesto de boro generará un rayo α . Ese rayo α matará las células cancerosas.

15 La terapia de captura de neutrones de boro es un método prometedor para el tratamiento del cáncer, y está a punto de avanzar a la fase de ensayos clínicos. Un aparato de irradiación de radiación de neutrones utilizado para la terapia de captura de neutrones de boro está diseñado para lograr un efecto terapéutico aprovechando la radiación, tal como la radiación de neutrones térmicos y la radiación de neutrones epitermales. Un entorno de irradiación de radiación de neutrones puede verse como un campo donde coexisten tipos de radiación que tienen energías dentro de un cierto rango. Teniendo en cuenta la vista anterior del entorno de irradiación con radiación de neutrones, se requiere una etapa para medir selectivamente solo la radiación gamma lo más aislada posible para garantizar la seguridad del aparato y otros factores.

20 Hasta la fecha, un generador de radiación de neutrones para su uso en el aparato de irradiación de radiación de neutrones ha sido siempre un reactor nuclear. Sin embargo, en los últimos años, ha surgido un pequeño generador de neutrones para uso hospitalario. El pequeño generador de neutrones está configurado para permitir que protones y deuterones acelerados en un acelerador choquen con un objetivo de berilio o litio. La radiación de neutrones resultante, que incluye una mayor proporción de neutrones térmicos y epitermales en comparación con los generados por un generador convencional, se desacelera con un moderador para proporcionar un entorno de irradiación de radiación de neutrones que tenga menos efectos negativos en el cuerpo humano.

30 En un entorno de irradiación de radiación de neutrones coexisten tipos de radiación que tienen efectos sobre el cuerpo humano, tales como la radiación gamma, incluyendo radiación gamma radioactivada por irradiación con radiación de neutrones, además de radiación de neutrones. Cuando la radiación gamma se mide en presencia de radiación de neutrones, la dosificación de radiación gamma puede no determinarse con precisión debido a la influencia de la radiación de neutrones, incluso cuando se utiliza un dosímetro dedicado para la detección.

35 Como un enfoque para mejorar la precisión de la medición de una dosificación de radiación gamma, se ha propuesto un dispositivo de medición de radiación gamma, incluyendo el dispositivo de medición de radiación gamma un primer detector, incluyendo el primer detector un filtro, estando el filtro dispuesto alrededor de un dosímetro de radiación del mismo tipo que un dosímetro de radiación que constituye un segundo detector para ser usado en conjunto, y que está hecho de plomo o una aleación de plomo y que tiene un espesor tal que la descomposición de los neutrones y el coeficiente de corrección de la radiación gamma caen dentro de un rango aceptable para medir la radiación gamma (véase el documento de patente 1).

45 Sin embargo, el plomo bloquea radiación gamma, pero no radiación de neutrones. Además, el plomo y sus aleaciones pueden emitir radiación gamma debido a radioactivación cuando se exponen a radiación de neutrones. Por lo tanto, la dosificación de radiación gamma debe calcularse a partir de la diferencia entre un resultado de detección de un detector de radiación proporcionado en el interior de un filtro hecho de plomo o una aleación de plomo y un resultado de detección de un detector de radiación proporcionado fuera del filtro. En consecuencia, el enfoque descrito en el Documento de Patente 1 puede resultar en procedimientos complicados, así como en un dosímetro de radiación de mayor tamaño.

50 Por otra parte, en vista de la demanda de un material de protección contra radiación de neutrones, se ha propuesto una composición de forma conformable para formar equipos de protección contra la radiación, en el que un material de protección contra la radiación tal como fluoruro de litio se amasa con una resina termoplástica que tiene un punto de fusión de 40 a 80 °C (véase el Documento de Patente 2).

55 Sin embargo, en la composición de forma conformable que se describe en el Documento de Patente 2, un rango limitado de la relación de un material de protección de radiación tal como un compuesto de litio que se puede mezclar con una resina requiere un material de protección que tiene un espesor más grande para obtener un efecto de protección suficiente. Además, un componente de resina se puede radioactivar ligeramente para emitir radiación gamma cuando se irradia con radiación de neutrones. Esto puede afectar los resultados de medición de un

dosímetro.

Documento de patente 1: Publicación de la solicitud de patente japonesa no examinada n.º 2016-3892

Documento de patente 2: Publicación de la solicitud de patente japonesa no examinada n.º H08-201581

El documento US3426197 divulga un dosímetro para medir tanto la radiación gamma como la de neutrones rápidos en el que una sonda cilíndrica que tiene un elemento de vidrio fotoluminiscente y un diodo de silicio se transporta dentro de una carcasa. Se proporciona un escudo de plomo en la carcasa alrededor del vidrio fotoluminiscente para igualar su respuesta. También se puede usar un escudo de neutrones lentos compuesto de fluoruro de litio sinterizado o moldeado con un aglutinante. El documento JPS5194098 divulga un material de protección de neutrones de fluoruro de litio sinterizado que contiene un 95 % en peso o más de fluoruro de litio y que tiene una densidad del 90 % o más de la densidad teórica.

El documento JP2001294853 divulga una sustancia fluorescente de óxido que tiene una alta eficiencia de emisión de rayos X, un brillo posterior extremadamente ligero y una baja dependencia de la calidad de radiación, un proceso de sinterización para fabricar la sustancia y un aparato de TC de rayos X que comprende un detector de radiación. La densidad sinterizada del cuerpo sinterizado obtenida cuando se sinteriza a menos de 1400 °C es aproximadamente del 90 %, lo que se consideró insuficiente para servir como centelleador.

Divulgación de la invención

Problemas a resolver por la invención

La presente invención se ha realizado en vista de las circunstancias actuales mencionadas anteriormente. Un objeto de la presente invención es proporcionar un contenedor de dosímetro que contribuya tanto a una mejora en la precisión de medición de una dosificación de radiación como a una reducción de tamaño de un aparato de medición. Medios para resolver los problemas

Los presentes inventores llevaron a cabo extensos estudios para conseguir el objetivo anterior. Como resultado, los presentes inventores han descubierto que se puede obtener un contenedor de dosímetro que contribuye tanto a una mejora en la precisión de medición de una dosificación de radiación como a una reducción de tamaño de un aparato de medición cuando el contenedor de dosímetro incluye: una porción de carcasa para alojar un dispositivo de medición de dosificación de radiación específica; y una porción de protección que rodea la porción de carcasa y que incluye al menos un elemento hecho de un material específico capaz de bloquear la radiación de neutrones. La presente invención se completó a continuación. Es decir, la presente invención puede proporcionar lo siguiente.

(1) Una primera realización de la presente invención es un contenedor de dosímetro de acuerdo con la reivindicación 1.

Otras realizaciones se definen mediante las reivindicaciones dependientes adjuntas.

Efectos de la invención

La presente invención puede proporcionar un contenedor de dosímetro que contribuya tanto a una mejora en la precisión de medición de una dosificación de radiación como a una reducción de tamaño de un aparato de medición.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1A muestra una vista en perspectiva de un contenedor de dosímetro de acuerdo con la primera realización de la presente invención.

La figura 1B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 1C muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 1B.

La figura 1D muestra una vista en perspectiva de una porción del cuerpo del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 1E muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 1F muestra un estado en el que un dispositivo de medición de dosificación de radiación está alojado en una porción de carcasa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 2A muestra una vista en perspectiva de un contenedor de dosímetro de acuerdo con la segunda realización de la presente invención.

La figura 2B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 2C muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 2B.

La figura 2D muestra una vista en perspectiva de una porción del cuerpo del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 2E muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 2F muestra un estado en el que un dispositivo de medición de dosificación de radiación está alojado en una porción de carcasa del contenedor de dosímetro anterior.

- 5 La figura 3A muestra una vista en perspectiva de un contenedor de dosímetro de acuerdo con la tercera realización de la presente invención.

La figura 3B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 3C muestra una vista superior del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 3D muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 3C.

- 10 La figura 3E muestra una vista en perspectiva de una porción del cuerpo del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 3F muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 3G muestra un estado en el que un dispositivo de medición de dosificación de radiación está alojado en una porción de carcasa del contenedor de dosímetro anterior.

- 15 La figura 4A muestra una vista en perspectiva de un contenedor de dosímetro de acuerdo con la cuarta realización de la presente invención.

La figura 4B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 4C muestra una vista superior del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 4D muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 4C.

La figura 4E muestra una vista en perspectiva de una porción del cuerpo del contenedor de dosímetro anterior.

- 20 La figura 4F muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 4G muestra un estado en el que un dispositivo de medición de dosificación de radiación está alojado en una porción de carcasa del contenedor de dosímetro anterior.

La figura 5 muestra las dimensiones de un contenedor de dosímetro del presente ejemplo como se ve en una sección transversal desde el lado frontal.

25 **Modo preferido para realizar la invención**

A continuación, las realizaciones específicas del contenedor de dosímetro de acuerdo con la presente invención se describirán en detalle, pero la presente invención no se limitará a las realizaciones siguientes en ningún sentido. Se pueden hacer modificaciones de manera apropiada sin apartarse del alcance de la presente invención como se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

30 1. Primera realización

<Contenedor de dosímetro 10>

- 35 La figura 1 muestra esquemáticamente un ejemplo de un contenedor de dosímetro 10 de acuerdo con la primera realización de la presente invención. Más específicamente, la figura 1A muestra una vista en perspectiva del contenedor de dosímetro 10. La figura 1B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro 10, y la figura 1C muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 1B. La figura 1D muestra una vista en perspectiva de una porción de cuerpo 12A del contenedor de dosímetro 10, y la figura 1E muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa 12B del contenedor de dosímetro 10. Además, la figura 1F muestra esquemáticamente un estado en el que un dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 está alojado en una porción de carcasa 11 del contenedor de dosímetro 10.

- 40 El contenedor de dosímetro 10 de acuerdo con la presente realización incluye la porción de carcasa 11 para alojar un dispositivo de medición de dosificación de radiación y una porción de protección 12 que rodea la porción de carcasa 11.

[Porción de carcasa 11]

La porción de carcasa 11 tiene un espacio para almacenar el dispositivo de medición de dosificación de radiación.

- 45 El dispositivo de medición de dosificación de radiación es un elemento que mide una dosificación de radiación

predeterminada distinta de una radiación de neutrones. La radiación predeterminada puede seleccionarse de cualquier tipo de radiación que no sea radiación de neutrones. Sin embargo, la radiación predeterminada es preferiblemente radiación gamma en vista de una aplicación a la terapia de captura de neutrones de boro (BNCT). Se observa que el término "dispositivo de medición de dosificación de radiación" tal como se usa en el presente documento abarcará dosímetros en diversas formas, incluyendo un propio elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio, un elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio contenido en un soporte de resina, y similares.

No existe una limitación particular sobre el tipo de elemento. Ejemplos del elemento incluyen un elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio, sulfato ferroso o sulfato de amonio ferroso usado en un dosímetro Fricke, y similares.

No hay ninguna limitación particular sobre el tamaño de la porción de carcasa 11, pero se prefiere que sea sustancialmente el mismo que el tamaño de un dispositivo de medición de dosificación de radiación en vista de la reducción del contenedor de dosímetro 10.

Por ejemplo, cuando el dispositivo de medición de dosificación de radiación es un elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio, la porción de carcasa 11 tiene una forma cilíndrica con ϕ 2,5 mm a 3 mm, y una longitud de 10 mm a 15 mm.

[Porción de protección 12]

La porción de protección 12 rodea la porción de carcasa 11, y está configurada para permitir que la radiación de neutrones que llega al contenedor de dosímetro 10 se bloquee.

La porción de protección 12 incluye un elemento hecho de un material que bloquea la radiación de neutrones, pero transmite al menos radiación que se mide con un dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado en la porción de carcasa 11. Esta configuración permite que un único dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado solo en la porción de carcasa 11 del contenedor de dosímetro 10 mida con precisión la radiación objetivo incluso cuando no se proporciona un dispositivo de medición de dosificación de radiación fuera del contenedor de dosímetro 10. Por lo tanto, los procedimientos para calcular una dosificación de radiación de la radiación objetivo pueden simplificarse, y el contenedor de dosímetro 10 puede reducirse en tamaño.

Un material de la porción de protección 12 se describirá en detalle a continuación.

No hay ninguna limitación particular en el límite inferior del tamaño de la porción de protección 12, siempre que se dimensione de manera que sea capaz de bloquear apropiadamente la radiación de neutrones que llega a la porción de protección 12, pero que transmita la radiación apropiada para medirse con un dispositivo de medición de dosificación de radiación. Por ejemplo, la porción de protección 12 tiene preferiblemente un espesor de 2 mm o más, más preferiblemente de 3 mm o más, alrededor de la porción de carcasa 11.

No hay ninguna limitación particular sobre el límite superior del tamaño de la porción de protección 12, pero la porción de protección 12 tiene preferiblemente un espesor de 8 mm o menos, más preferiblemente 5 mm o menos, alrededor de la porción de carcasa 11, en vista para obtener un dosímetro más delgado y más pequeño en comparación con uno convencional.

Por otra parte, la porción de protección 12 tiene al menos dos o más componentes de la porción de protección. En la presente realización, la porción de protección 12 tiene una porción de cuerpo 12A y una porción de tapa 12B como los dos o más componentes de la porción de protección.

Como se muestra en las figuras 1C, 1D y 1E, la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B, que son componentes de la porción de protección adyacentes entre sí, tienen estructuras mutuamente contiguas.

La porción de protección 12 incluye dos o más componentes de las porciones de protección, y los componentes de las porciones de protección adyacentes de los dos o más componentes de las porciones de protección están configurados para ser capaces de topar entre sí. Esta configuración permite una fácil unión y desacoplamiento mutuo de los componentes de la porción de protección, lo que a su vez permite que un dispositivo de medición de dosificación de radiación se aloje y retire fácilmente de la porción de carcasa 11.

No hay limitación particular en los tipos de estructuras que pueden topar entre sí. Por ejemplo, la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B pueden configurarse para tener estructuras mutuamente ajustables como se muestra en las figuras 1C, 1D y 1E. Alternativamente, la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B se pueden configurar para que topen entre sí y se fijen con un elemento de fijación en el exterior de una región de unión.

En particular, la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B como componentes de la porción de protección adyacente preferiblemente tienen estructuras ajustables entre sí. Cuando se configura para tener estructuras ajustables, la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B pueden unirse entre sí sin fijarlas con un elemento de fijación en el exterior de una región de unión. Además, los efectos que pueden producirse debido a la irradiación del

elemento de fijación con radiación de neutrones y radiación distinta de la radiación de neutrones se pueden descartar.

No hay limitación particular en los tipos de estructuras ajustables. Por ejemplo, como se muestra en las figuras 1C, 1D y 1E, un componente de la porción de protección (la porción de cuerpo 12A en este caso) puede configurarse para tener una forma sobresaliente, y el otro componente de la porción de protección (la porción de tapa 12B en este caso) puede configurarse para tener una forma deprimida. Alternativamente, un componente de la porción de protección puede ser un elemento inclinado que está inclinado en una dirección predeterminada, y el otro componente de la porción de protección puede ser otro elemento inclinado que tenga una forma simétrica al componente de una porción de protección.

En particular, en vista de bloquear adecuadamente la radiación de neutrones con el que el contenedor de dosímetro 10 es irradiado directamente, y transmitir adecuadamente la radiación de destino, las estructuras ajustables están configuradas preferiblemente de tal manera que un componente de la porción de protección (la porción de cuerpo 12A en este caso) tiene una forma sobresaliente, y el otro componente de la porción de protección (la porción de tapa 12B en este caso) tiene una forma deprimida, como se muestra en las figuras 1C, 1D y 1E.

Además, una longitud L_A desde la base de la porción de cuerpo 12A a la porción de vértice del elemento saliente es preferiblemente la misma que una longitud L_B desde la base de la porción de tapa 12B a la porción de vértice del elemento deprimido. Cuando L_A es igual a L_B , tanto la porción de cuerpo 12A como la porción de tapa 12B se pueden obtener de un material similar a una placa que tiene el mismo espesor, lo que permite la fabricación eficiente del contenedor de dosímetro 10 y pérdidas reducidas debido al corte de materias primas.

Como se describió anteriormente, la porción de carcasa 11 tiene preferiblemente un tamaño sustancialmente igual que el de un dispositivo de medición de dosificación de radiación. Además, la porción de carcasa 11 se extiende preferiblemente sobre la totalidad de los componentes de la porción de protección (la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B en la presente realización). Cuando la porción de carcasa 11 tiene un tamaño sustancialmente igual al de un dispositivo de medición de dosificación de radiación, y la porción de carcasa 11 se extiende sobre la totalidad de los componentes de la porción de protección, el dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado en la propia porción de carcasa 11 puede servir como un elemento de fijación para fijar los componentes de la porción de protección que topan entre sí.

Cuando la porción de cuerpo 12A tiene una forma sobresaliente, y la porción de tapa 12B tiene una forma deprimida de modo que la porción de cuerpo 12A puede ser instalada en la porción de tapa 12B, la longitud donde la porción de cuerpo 12A sobresale de manera que sobresale y la profundidad en la que la porción de tapa 12B se deprime de manera que se deprime pueden seleccionarse apropiadamente en vista de un fácil contacto y separación de la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B, así como en vista de la resistencia de fijación de los componentes de la porción de protección que topan.

Por ejemplo, cuando un dispositivo de medición de dosificación de radiación es un elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio, el límite inferior de la longitud donde la porción de cuerpo 12A sobresale de manera sobresaliente y la profundidad en la que la porción de tapa 12B está deprimida de una manera de depresión es preferiblemente 1 mm o más, más preferiblemente 1,5 mm o más, e incluso más preferiblemente 2 mm o más. Cuando la longitud donde la porción del cuerpo 12A sobresale de una manera sobresaliente y la profundidad donde se presiona la porción de tapa 12B de manera de depresión es demasiado corta, la porción de tapa 12B puede desprenderse de la porción de cuerpo 12A durante el uso del contenedor de dosímetro 10 incluso cuando la porción de cuerpo 12A está ajustada a la porción de tapa 12B.

Por otra parte, cuando un dispositivo de medición de la dosificación de radiación es un elemento de vidrio fluorescente de un dosímetro de vidrio, el límite superior de la longitud donde la porción de cuerpo 12A sobresale de manera sobresaliente y la profundidad en la que la porción de tapa 12B está deprimida de una manera de depresión es preferiblemente 10 mm o menos, más preferiblemente 5 mm o menos, e incluso más preferiblemente 3 mm o menos. Cuando la longitud donde la porción de cuerpo 12A sobresale de una manera sobresaliente y la profundidad donde la porción de tapa 12B está deprimida de manera de depresión es demasiado larga, la pérdida de materias primas debido al corte puede ser significativa, lo que resulta en un aumento de los costos.

Los componentes de la porción de protección están cada uno preferiblemente configurados para tener un espesor de manera que la distancia más corta desde la superficie interior de la porción de carcasa a las superficies exteriores de los componentes de las porciones de protección es constante. Esta configuración puede permitir que un dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado en la porción de la carcasa se cubra uniformemente con los componentes de la porción de protección, asegurando que la radiación de neutrones de todas las direcciones se pueda bloquear en la misma proporción. Por lo tanto, se puede colocar un cuerpo de medición de dosificación de acuerdo con un patrón de disposición deseado en el contenedor, independientemente de las direcciones de irradiación de la radiación de neutrones.

Por ejemplo, en un caso en que el espesor de los componentes de la porción de protección es de 5 mm como se muestra en la figura 5, ambas porciones de extremo de los componentes de la porción de protección pueden ser

curvadas con un radio de R5 tal como se ve en una sección transversal en las esquinas de las porciones de extremo de la porción de la carcasa. Esto permite que la distancia más corta desde las esquinas de las porciones de extremo de la porción de carcasa a las superficies externas de los componentes de la porción de protección se mantenga igual a 5 mm. Cuando las curvaturas de R porciones en las porciones de extremo de los componentes de la porción de protección se diseñan apropiadamente de acuerdo con los espesores de los componentes de la porción de protección como se describió anteriormente, la distancia más corta desde la superficie interna de la porción de carcasa a las superficies externas de los componentes de la porción de protección se puede configurar para ser constantes.

Los materiales que tienen las propiedades mencionadas anteriormente incluyen materiales que contienen LiF. Entre estos, un cuerpo sinterizado de LiF se usa preferiblemente como un material que contiene LiF porque tiene un alto contenido de LiF con otros ingredientes que no se ven afectados por la radiación de neutrones que pasa a través de los mismos, y puede contribuir a obtener un contenedor de dosímetro 10 más pequeño y delgado.

Vale la pena señalar que Li incluye dos isótopos estables, ${}^6\text{Li}$ y ${}^7\text{Li}$, y sus porcentajes de abundancia natural son un 92,5 % de átomos y un 7,5 % de átomos de ${}^7\text{Li}$ y ${}^6\text{Li}$, respectivamente. Entre estos, ${}^6\text{Li}$ contribuye al bloqueo de la radiación de neutrones y, por lo tanto, el uso de ${}^6\text{LiF}$ en los que se enriquece ${}^6\text{Li}$ puede bloquear la radiación de neutrones con mayor eficiencia. En vista de lo anterior, un cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ se usa más preferiblemente como el cuerpo sinterizado de LiF. A continuación, se describirá un cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$.

(Cuerpos sinterizados de ${}^6\text{LiF}$)

(1) Ingrediente: ${}^6\text{LiF}$

El cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ incluye ${}^6\text{LiF}$ como la materia prima principal, y tiene un mayor rendimiento de protección contra neutrones en comparación con otros moderadores de neutrones/materiales de protección (por ejemplo, CaF_2 , MgF_2 , sistema binario $\text{MgF}_2\text{-CaF}_2$, sistema ternario $\text{MgF}_2\text{-CaF}_2\text{-LiF}$, y similares). Además, el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ incluye ${}^6\text{LiF}$, pero no incluye otros compuestos inorgánicos como coadyuvantes de sinterización o ingredientes compuestos, y además no es una mezcla con una resina termoplástica y similares. Por lo tanto, el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ de acuerdo con la presente realización tiene un rendimiento de protección de neutrones muy alto, y puede contribuir a obtener una porción de protección más delgada y más pequeña 12.

La pureza de ${}^6\text{Li}$ en el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ es preferiblemente un 95,0 % de átomos o más, y la pureza de LiF es preferiblemente del 99 % en peso o más. Si hay una gran cantidad de impurezas, tal como ingredientes metálicos (elementos) en el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$, estas impurezas pueden radioactivarse para emitir radiación gamma cuando el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ se irradia con radiación de neutrones. ${}^6\text{LiF}$ no se somete a radioactivación incluso cuando se irradia con radiación de neutrones. Por lo tanto, el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ de acuerdo con la presente realización que tiene un 95,0 % de átomos o más de ${}^6\text{Li}$ y una pureza de LiF del 99 % en peso tiene un excelente rendimiento de protección de neutrones y, además, reduce ventajosamente los efectos de la exposición a la radiación en el cuerpo humano.

Además, ${}^6\text{LiF}$ se prepara como un cuerpo sinterizado. Enfoques para fabricar un cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ incluyen el método de crecimiento de cristal único, un método que implica la solidificación de una masa fundida, el método de sinterización y similares.

Sin embargo, el método de crecimiento de cristal único requiere un control preciso sobre un proceso de fabricación, y sufre de estabilidad de la calidad inferior, dando como resultado precios de los productos muy costosos. Además, el compacto resultante, que es un solo cristal, tiene capacidad de escisión, lo que resulta en problemas tales como la susceptibilidad a la fisuración durante el procesamiento.

Además, un método que implica la solidificación de una masa fundida requiere un control estricto de la temperatura durante el enfriamiento, y también requiere un tiempo de enfriamiento prolongado. Por lo tanto, es difícil obtener un material solidificado uniforme y sólido en la totalidad de un tamaño relativamente grande.

El cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ en el presente documento se obtiene mediante el método de sinterización. Por lo tanto, materiales de protección de neutrones que tienen un alto rendimiento de protección de neutrones se pueden suministrar de forma estable.

(2) Densidad relativa

El cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ tiene una densidad relativa del 83 % o más al 90 % o menos. Como se usa en la presente realización, el término "densidad relativa" se refiere a un valor obtenido dividiendo la densidad de un cuerpo sinterizado por la densidad teórica ($2,64 \text{ g/cm}^3$) de LiF, y luego multiplicando el valor resultante por 100.

Una densidad relativa del 83 % o más al 90 % o menos significa que el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ no está altamente densificado. Ventajosamente, esto conduce a una excelente trabajabilidad de corte del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$.

Una densidad relativa que es demasiado pequeña puede no ser capaz de conferir suficiente rendimiento de

protección contra neutrones en el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$. Además, una densidad relativa que es demasiado pequeña puede significar una tasa de cavidad más alta dentro del cuerpo sinterizado, lo que resulta en una resistencia mecánica inferior. Esto puede causar roturas durante el procesamiento y otros problemas.

- 5 Por otro lado, una densidad relativa que es demasiado grande da como resultado un alto grado de densificación y, por lo tanto, la tensión residual dentro del material puede ser liberada durante el procesamiento del cuerpo sinterizado, incluso si se le da suficiente capacidad de protección contra neutrones al cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$. Esto puede generar una grieta o similar.

(3) Espesor

- 10 No hay limitación particular sobre el espesor del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ con tal de que sea lo suficientemente grueso como para bloquear adecuadamente la radiación de neutrones. Específicamente, el espesor del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ es preferiblemente de 2 mm o más, más preferiblemente de 3 mm o más.

- 15 No hay limitación particular sobre el límite superior del espesor del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$, pero el cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ es preferiblemente más delgado dentro de un intervalo donde se puede bloquear adecuadamente la radiación de neutrones en vista de la obtención de una porción de protección 12 más pequeña y ligera. Específicamente, el espesor del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ es preferiblemente de 8 mm o menos, más preferiblemente de 5 mm o menos.

(Método de fabricación del cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$)

- 20 Un método de fabricación de un cuerpo sinterizado de ${}^6\text{LiF}$ de acuerdo con la presente realización incluye: una etapa de presurización de presurización de una composición de ${}^6\text{LiF}$ que contiene un polvo de ${}^6\text{LiF}$ y una ayuda de moldeo para obtener un prensado compacto de base orgánica; y una etapa de calcinación de calcinación del compacto prensado a 630 °C o más a 830 °C o menos. Además, el método puede incluir una etapa de calcinación preliminar de realizar una cocción preliminar a 250 °C o más a 350 °C o menos antes de la etapa de calcinación.

<Cuerpo de medición de dosificación 1>

- 25 La figura 1F muestra esquemáticamente un ejemplo de un cuerpo de medición de dosificación 1 de acuerdo con la primera realización de la presente invención. Para un cuerpo de medición de dosificación 1, el dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 está alojado en la porción de carcasa 11 del contenedor de dosímetro 10.

- 30 De acuerdo con la presente realización, el rendimiento de protección de neutrones suficiente puede obtenerse incluso cuando el espesor del contenedor de dosímetro 10 es delgado. Esto permite que el contenedor de dosímetro 10 esté diseñado para tener un tamaño pequeño. Por lo tanto, el contenedor de dosímetro 10 se puede manejar fácilmente. Por ejemplo, si el contenedor de dosímetro 10 es pequeño, se puede disponer una pluralidad de contenedores de dosímetro 10 en un área de irradiación de radiación de neutrones en un sitio de medición para detectar la presencia y/o la diferencia en la intensidad de la radiación gamma en el área de irradiación de radiación de neutrones (o con menos etapas de medición).

- 35 Además, la porción de protección 12 como un componente del contenedor de dosímetro 10 incluye un elemento hecho de un material que bloquea la radiación de neutrones, pero transmite al menos la radiación a medir con un dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado en la porción de carcasa 11. Esto permite que el dispositivo de medición de dosificación de radiación alojado en la porción de carcasa 11 mida con precisión la radiación objetivo. Por lo tanto, los procedimientos de cálculo de una dosificación de radiación de la radiación objetivo pueden simplificarse, contribuyendo a la reducción del tamaño del contenedor de dosímetro 10.

40 2. Segunda realización

- 45 La figura 2 muestra esquemáticamente un ejemplo de un contenedor de dosímetro 20 de acuerdo con la segunda realización de la presente invención. Más específicamente, la figura 2A muestra una vista en perspectiva del contenedor de dosímetro 10. La figura 2B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro 20, y la figura 2C muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 2B. La figura 2D muestra una vista en perspectiva de una porción de cuerpo 22A del contenedor de dosímetro 20, y la figura 2E muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa 22B del contenedor de dosímetro 20. Además, la figura 2F muestra esquemáticamente un ejemplo de un cuerpo de medición de dosificación 2 de acuerdo con la segunda realización de la presente invención, en el que el dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 está alojado en una porción de carcasa 21 del contenedor de dosímetro 20.

- 50 El contenedor de dosímetro 20 incluye la porción de carcasa 21 y una porción de protección 22. La porción de carcasa 21 es un elemento para almacenar un dispositivo de medición de dosificación de radiación para medir una dosificación de radiación predeterminada distinta de la radiación de neutrones, y tiene funciones similares a la porción de carcasa 11 a menos que se indique lo contrario. La porción de protección 22 es un elemento que rodea la porción de carcasa 21, y tiene funciones similares a la porción de protección 12 a menos que se indique lo contrario.

La segunda realización difiere de la primera realización en los siguientes puntos. En la primera realización, el contenedor de dosímetro 10 tiene una forma general similar a una cápsula en la que ambas porciones de extremo que tienen formas hemisféricas se proporcionan en ambos extremos de una pared periférica de forma cilíndrica. Por el contrario, en la segunda realización, el contenedor de dosímetro 20 tiene básicamente una forma general de tipo prisma cuadrangular con esquinas redondeadas.

Además, en la primera realización, la porción de carcasa 21 tiene una forma cilíndrica que se corresponde con la forma del dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 (por ejemplo, un elemento de vidrio fluorescente). Por el contrario, en la segunda realización, la porción de carcasa 21 tiene una forma de prisma cuadrangular en la que la longitud de un lado de la base de la porción de carcasa 21 coincide con la longitud del diámetro exterior de la base del dispositivo de medición de dosificación de radiación 51, y la altura de la porción de carcasa 21 es sustancialmente la misma que la del dispositivo de medición de dosificación de radiación 51.

Como se describió anteriormente, no hay ninguna limitación particular sobre la forma del contenedor de dosímetro, y se puede seleccionar de una manera apropiada.

3. Tercera realización

La figura 3 muestra esquemáticamente un ejemplo de un contenedor de dosímetro 30 de acuerdo con la tercera realización de la presente invención. Más específicamente, la figura 3A muestra una vista en perspectiva del contenedor de dosímetro 30, y la figura 3B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro 30. La figura 3C muestra una vista superior del contenedor de dosímetro 30, y la figura 3D muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 3C. La figura 3E muestra una vista en perspectiva de una porción de cuerpo 32A del contenedor de dosímetro 30, y la figura 3F muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa 32B del contenedor de dosímetro 30. Además, la figura 3G muestra esquemáticamente un ejemplo de un cuerpo de medición de dosificación 3 de acuerdo con la tercera realización de la presente invención, en el que el dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 está alojado en una porción de carcasa 31 del contenedor de dosímetro 30.

El contenedor de dosímetro 30 incluye la porción de carcasa 31 y una porción de protección 32. La porción de carcasa 31 es un elemento para almacenar un dispositivo de medición de dosificación de radiación para medir una dosis de radiación predeterminada distinta de la radiación de neutrones, y tiene funciones similares a la porción de carcasa 11 a menos que se indique lo contrario. La porción de protección 32 es un elemento que rodea la porción de carcasa 31, y tiene funciones similares a la porción de protección 12 a menos que se indique lo contrario.

La tercera realización difiere de la primera realización en los siguientes puntos. El contenedor del dosímetro 10 tiene una forma general similar a una cápsula como se describió anteriormente en la primera realización, mientras que el contenedor de dosímetro 30 tiene una forma circular como una placa en la tercera realización.

Además, en la primera realización, la porción de carcasa 21 tiene una forma cilíndrica que se corresponde con la forma del dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 (por ejemplo, un elemento de vidrio fluorescente). En contraste, en la tercera realización, la porción de carcasa 31 tiene una forma circular en forma de placa que tiene un diámetro interno sustancialmente igual a la longitud del dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 en la dirección longitudinal.

Por otra parte, la porción de carcasa 11 se extiende sobre la totalidad de un componente de porción de protección (la porción de cuerpo 12A y la porción de tapa 12B en la presente realización), mientras que la porción de carcasa 31 se proporciona solo en la porción de cuerpo 32A y no en la porción de tapa 32B en la tercera realización.

Como se describió anteriormente, no hay ninguna limitación particular sobre la forma del contenedor de dosímetro, y se puede seleccionar de una manera apropiada. En particular, la porción de carcasa se extiende preferiblemente sobre la totalidad del componente de la porción de protección como en la primera realización considerando que el componente de la porción de protección puede servir como un elemento de fijación cuando la porción de cuerpo se ajusta a la porción de tapa.

4. Cuarta realización

La figura 4 muestra esquemáticamente un ejemplo de un contenedor de dosímetro 40 de acuerdo con la cuarta realización de la presente invención. Más específicamente, la figura 4A muestra una vista en perspectiva del contenedor de dosímetro 40, y la figura 4B muestra una vista frontal del contenedor de dosímetro 40. La figura 4C muestra una vista superior del contenedor de dosímetro 40, y la figura 4D muestra una vista en sección transversal en la sección A-A de la figura 4C. La figura 4E muestra una vista en perspectiva de una porción de cuerpo 42A del contenedor de dosímetro 40, y la figura 4F muestra una vista en perspectiva de una porción de tapa 42B del contenedor de dosímetro 40. Además, la figura 4G muestra esquemáticamente un ejemplo de un cuerpo de medición de dosificación 4 de acuerdo con la cuarta realización de la presente invención, en el que el dispositivo de medición de dosificación de radiación 51 está alojado en una porción de carcasa 41 del contenedor de dosímetro 40.

El contenedor de dosímetro 40 incluye la porción de carcasa 41 y una porción de protección 42. La porción de carcasa 41 es un elemento para almacenar un dispositivo de medición de dosificación de radiación para medir una

dosis de radiación predeterminada distinta de la radiación de neutrones, y tiene funciones similares a la porción de carcasa 11 a menos que se indique lo contrario. La porción de protección 42 es un elemento que rodea la porción de carcasa 41, y tiene funciones similares a la porción de protección 42 a menos que se indique lo contrario.

- 5 La cuarta realización difiere de la tercera realización como sigue. El contenedor del dosímetro 30 tiene una forma general circular en forma de placa en la tercera realización, mientras que el contenedor de dosímetro 40 tiene una forma sustancialmente cuadrada en la cuarta realización.

Como se describió anteriormente, no hay ninguna limitación particular sobre la forma del contenedor de dosímetro, y se puede seleccionar de una manera apropiada.

EJEMPLOS

- 10 A continuación, la presente invención se describirá en más detalle con referencia a un ejemplo, pero la presente invención no se limita al ejemplo en ningún sentido.

<Fabricación del contenedor de dosímetro 10>

- 15 Un contenedor de dosímetro 10 se obtuvo a través de las siguientes etapas, que tiene una forma similar a la del contenedor de dosímetro 10 de acuerdo con la primera realización de la presente invención, y tiene unas dimensiones como se muestra en la figura 5 en una sección transversal según se ve desde el lado frontal (correspondiente a la figura 1C).

[Fabricación del cuerpo sinterizado de ^6LiF]

Un cuerpo sinterizado cilíndrico de ^6LiF que tiene una altura de aproximadamente 16 mm se obtuvo a través de las siguientes etapas.

- 20 En primer lugar, 100 partes en masa de un polvo de ^6LiF (pureza de ^6Li : 95,0 % de átomos y LiF : 99 %, Sigma-Aldrich) se mezcló con 16 partes en masa de un coadyuvante de moldeo que incluía ácido esteárico y celulosa para obtener una composición de ^6LiF .

(1) Etapa de presurización

- 25 A continuación, un molde con un diámetro de 25 mm se llenó con aproximadamente 15,8 g de la composición de ^6LiF , y fue aprovechado para reducir vacíos donde la composición de ^6LiF no estaba presente.

Posteriormente, el molde cilíndrico se montó en una máquina de prensado hidráulico, y se prensó a 100 MPa para obtener un compacto prensado.

(2) Etapa de calcinación preliminar

- 30 El compacto prensado se colocó en un horno bajo atmósfera de aire. La temperatura se aumentó a 300 °C a 100 °C/h, y luego la temperatura se mantuvo durante 5 horas para permitir que la mayor parte del coadyuvante de moldeo incluido en el compacto prensado se descomponga o vaporice.

(3) Etapa de calcinación

- 35 Después de la etapa de calcinación preliminar, el compacto prensado se calentó a 650 °C a 100 °C/hr, y luego se mantuvo la temperatura durante 5 horas. Después de eso, se realizó enfriamiento (enfriamiento con aire) para obtener un cuerpo sinterizado de ^6LiF .

[Procesamiento del cuerpo sinterizado de ^6LiF]

A continuación, el cuerpo sinterizado de ^6LiF se cortó circunferencial e internamente y se perforó mediante mecanizado de procesamiento para obtener las dimensiones en una sección transversal como se muestra en la figura 5. Luego se obtuvo el contenedor de dosímetro 10 según el Ejemplo.

- 40 <Evaluación>

[Evaluación del compacto prensado]

El compacto prensado obtenido a través de la etapa de presurización se encontró que tenía una densidad relativa de 57,3 % con respecto a ^6LiF . Además, no se observó ni una ampolla ni una grieta cuando se inspeccionó visualmente la apariencia.

- 45 [Evaluación del cuerpo sinterizado de ^6LiF]

Además, se encontraron la masa y la densidad relativa del cuerpo sinterizado de ^6LiF obtenido a través de la etapa de presurización, la etapa de calcinación preliminar, y la etapa de calcinación para ser de 13,6 g y 86,2 %, respectivamente.

respectivamente. Además, no se observó ni una ampolla ni una grieta cuando se inspeccionó visualmente la apariencia. Además, no se observó ningún defecto interno tal como una grieta o un vacío cuando se inspeccionó visualmente una superficie de corte del cuerpo sinterizado de ^6LiF cortado con una máquina de corte de precisión.

[Evaluación del contenedor de dosímetro 10]

- 5 Se alojó un elemento de vidrio fluorescente en la porción de carcasa 11 del contenedor de dosímetro 10, y la porción de protección 12 se irradió con radiación gamma y radiación de neutrones desde el exterior del contenedor de dosímetro 10. Los resultados mostraron que el contenedor de dosímetro 10 tenía una excelente capacidad de protección de neutrones mientras transmitía radiación gamma, lo que demuestra que el contenedor de dosímetro 10 es adecuado para medir la radiación gamma.
- 10 Explicación de los números de referencia
 - 1 Cuerpo de medición de dosificación de acuerdo con la primera realización
 - 10 Contenedor de dosímetro de acuerdo con la primera realización
 - 11 Porción de carcasa
 - 12 Porción de protección
- 15
 - 12A Porción del cuerpo
 - 12B Porción de tapa
- 2 Cuerpo de medición de dosificación de acuerdo con la segunda realización
 - 20 Contenedor de dosímetro de acuerdo con la segunda realización
 - 3 Cuerpo de medición de dosificación de acuerdo con la tercera realización
- 20
 - 30 Contenedor de dosímetro de acuerdo con la tercera realización
 - 4 Cuerpo de medición de dosificación de acuerdo con la cuarta realización
 - 40 Contenedor de dosímetro de acuerdo con la cuarta realización
 - 51 Dispositivo de medición de dosificación de radiación

REIVINDICACIONES

1. Un contenedor de dosímetro (10, 20, 30, 40) que comprende: una porción de carcasa (11, 21, 31, 41) para alojar un dispositivo de medición de dosificación de radiación (51); y
5 una porción de protección (12) que rodea la porción de carcasa (11) e incluye al menos un cuerpo sinterizado de LiF, transmitiendo el cuerpo sinterizado de LiF la radiación predeterminada a medir con el dispositivo de medición de dosificación de radiación (51), pero bloqueando la radiación de neutrones,
caracterizado por que el cuerpo sinterizado de LiF es un cuerpo sinterizado de ⁶LiF que incluye ⁶LiF y tiene una densidad relativa del mismo, obtenida dividiendo la densidad del cuerpo sinterizado por la densidad teórica igual a 2,64 g/cm³ de LiF, del 83 % o más al 90 % o menos, y
10 **por que** el dispositivo de medición de dosificación de radiación (51) es para medir una dosificación de radiación predeterminada distinta de la radiación de neutrones.
2. El contenedor de dosímetro (10, 20, 30, 40) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la radiación predeterminada es radiación gamma.
3. El contenedor de dosímetro (10, 20, 30, 40) de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en el que la porción de protección (12, 22, 32, 42) incluye al menos dos o más componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B, 32A y 32B, 42A y 42B), y los componentes adyacentes de la porción de protección de al menos dos o más
15 componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B, 32A y 32B, 42A y 42B) tienen estructuras que pueden topar entre sí.
4. El contenedor de dosímetro (10, 20, 30, 40) de acuerdo con la reivindicación 3, en el que los componentes de la porción de protección adyacente (12A y 12B, 22A y 22B, 32A y 32B, 42A y 42B) tienen estructuras mutuamente
20 ajustables.
5. El contenedor de dosímetro (10, 20) de acuerdo con la reivindicación 3 o 4, en el que la porción de carcasa (11, 21) tiene un tamaño sustancialmente igual o mayor que el tamaño del dispositivo de medición de dosificación de radiación (51), y
25 la porción de carcasa (11, 21) se extiende dentro de la totalidad de los componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B) que rodean la porción de carcasa (11, 21).
6. El contenedor de dosímetro (10, 20) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en el que ambas porciones de extremo de los componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B) están curvadas con un radio como se ve en una sección transversal en esquinas de las porciones de extremo de la porción de carcasa
30 (11, 21) y tienen curvaturas diseñadas de acuerdo con el espesor de los componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B), de modo que la distancia más corta desde una superficie interna de la porción de carcasa (11, 21) a las superficies externas de los componentes de la porción de protección (12A y 12B, 22A y 22B) es constante.
7. Un cuerpo de medición de dosificación (1, 2, 3, 4) que comprende un contenedor de dosímetro (10, 20, 30, 40) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado por que** la porción de carcasa (11, 21, 31, 41) aloja el dispositivo de medición de dosis de radiación (51) para medir la dosis de radiación predeterminada
35 distinta de la radiación de neutrones.

FIG. 1A

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CONTENEDOR DE DOSÍMETRO 10

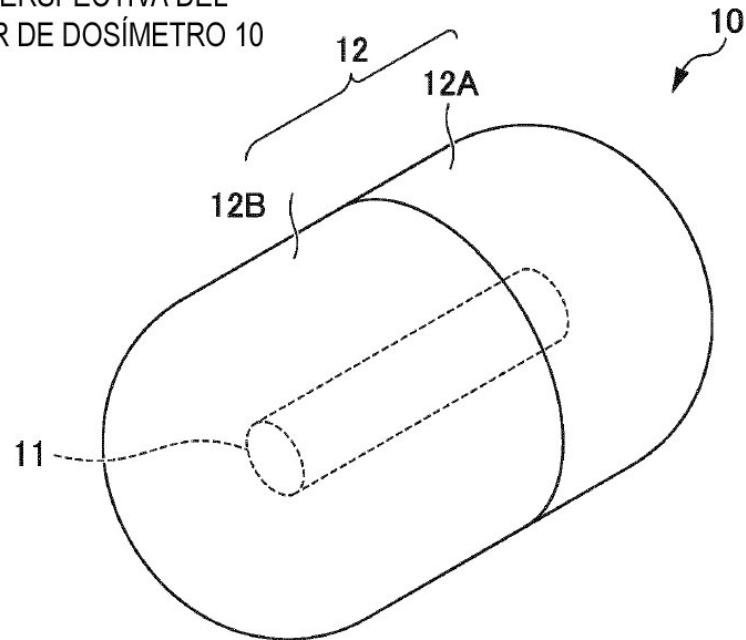


FIG. 1B

VISTA FRONTAL DEL
CONTENEDOR DE DOSÍMETRO 10

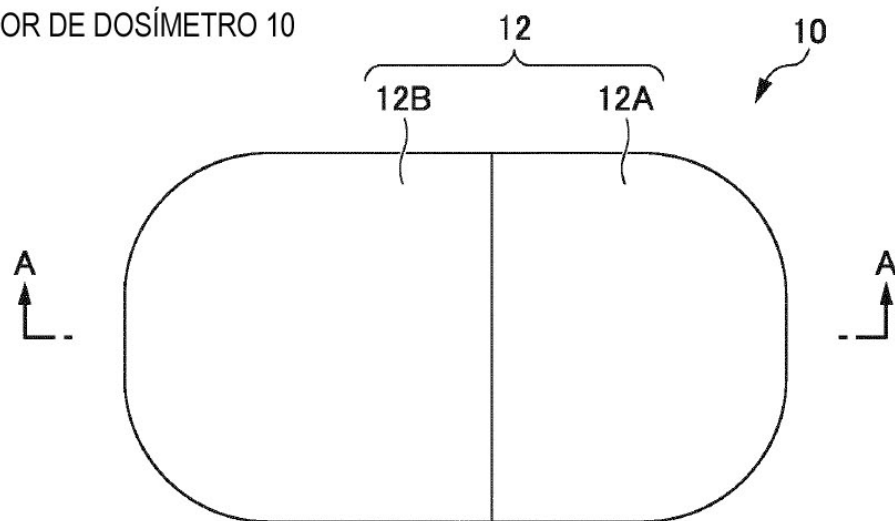


FIG. 1C

VISTA EN SECCIÓN TRANSVERSAL
EN LA SECCIÓN A-A DE LA FIG. 1B

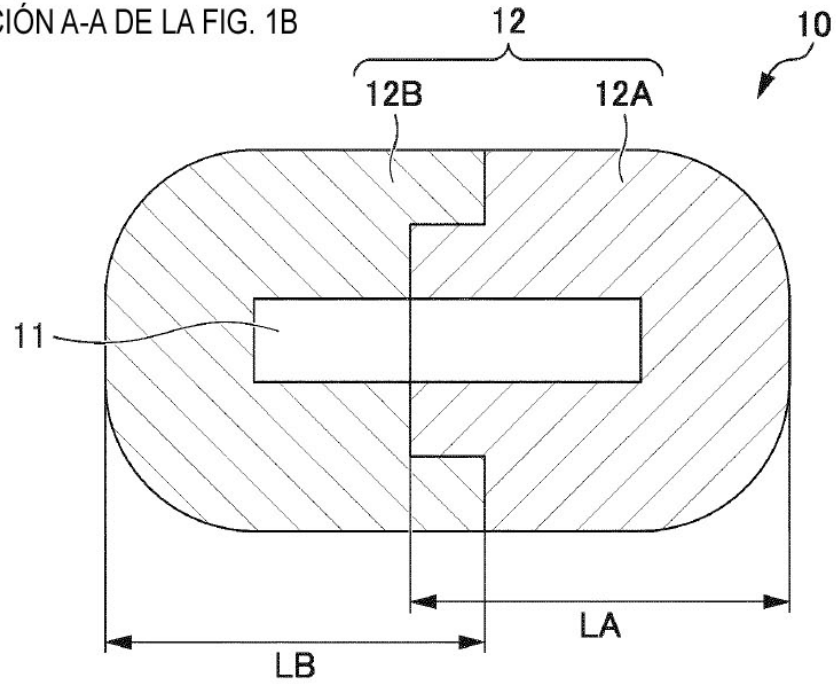


FIG. 1D

VISTA EN PERSPECTIVA DE LA
PORCIÓN DE CUERPO 12A

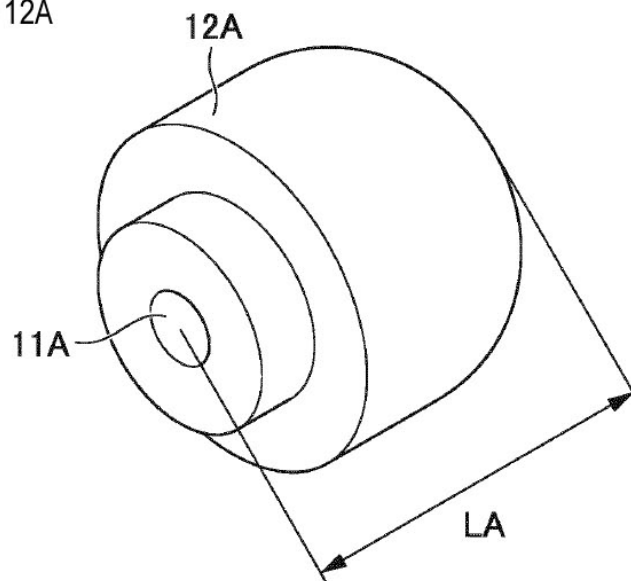


FIG. 1E

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE TAPA 12B

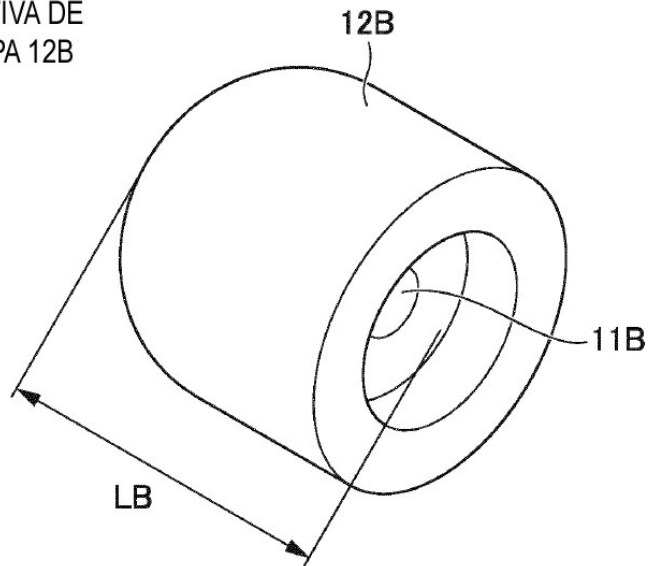


FIG. 1F

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CUERPO DE MEDICIÓN
DE DOSIFICACIÓN 1

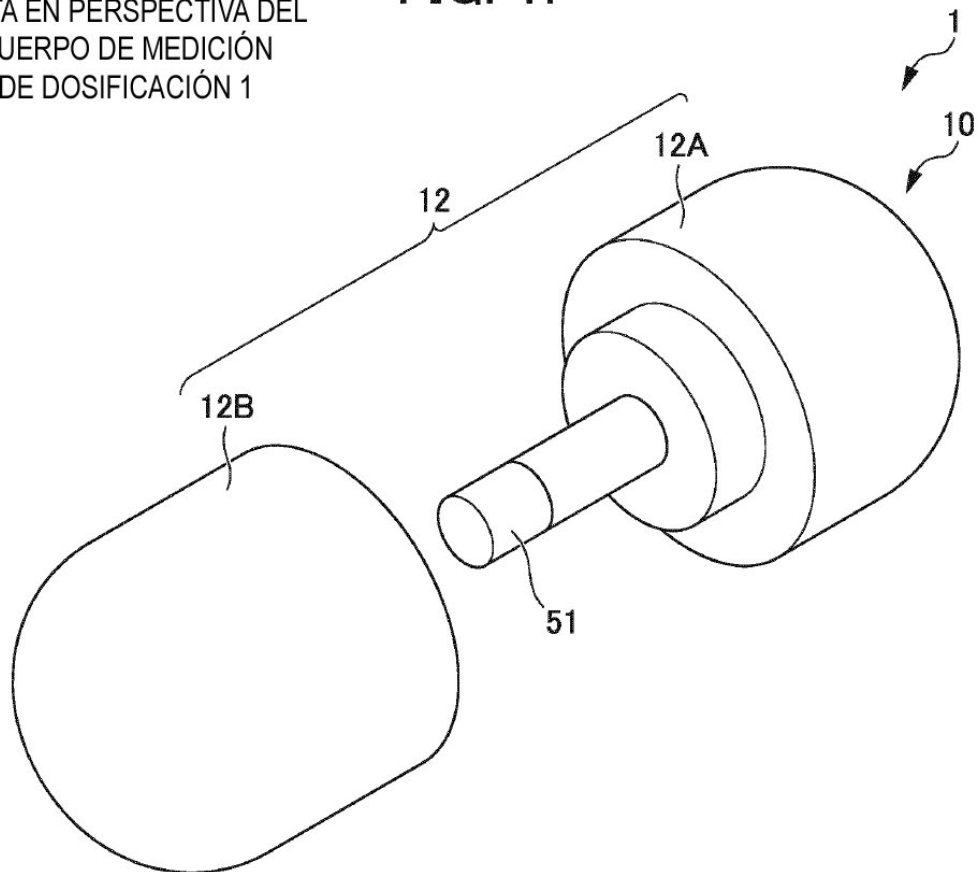


FIG. 2A

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CONTENEDOR DE DOSÍMETRO 20

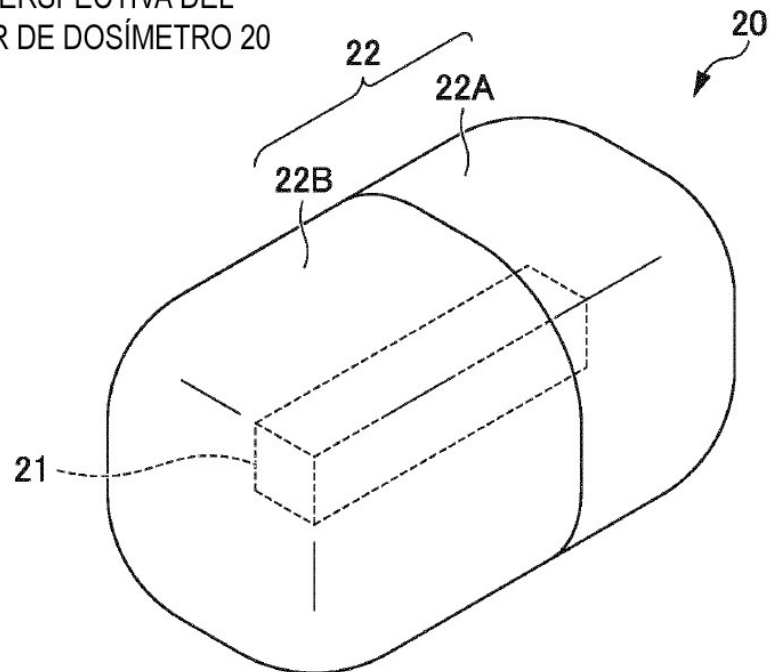


FIG. 2B

VISTA FRONTAL DEL
CONTENEDOR DE
DOSÍMETRO 20

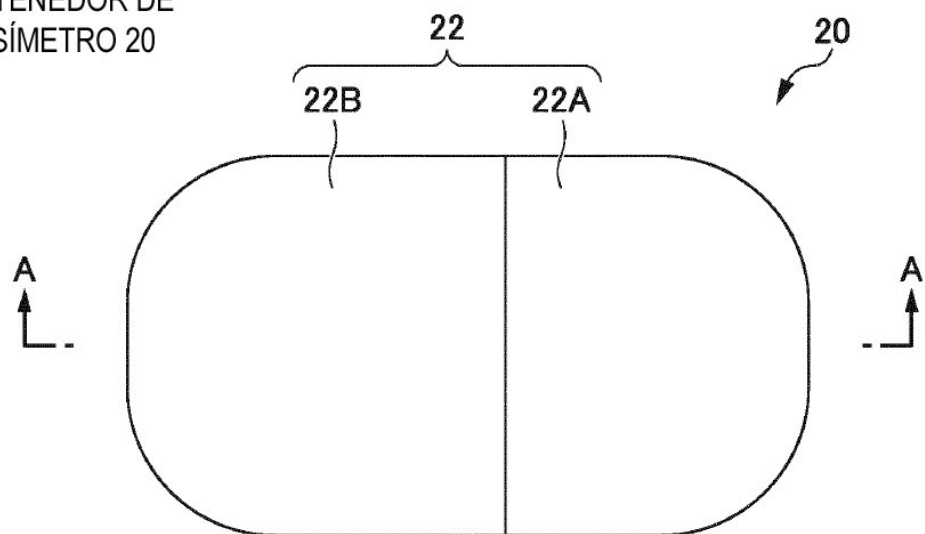


FIG. 2C

VISTA EN SECCIÓN TRANSVERSAL
EN LA SECCIÓN A-A DE LA FIG. 2B

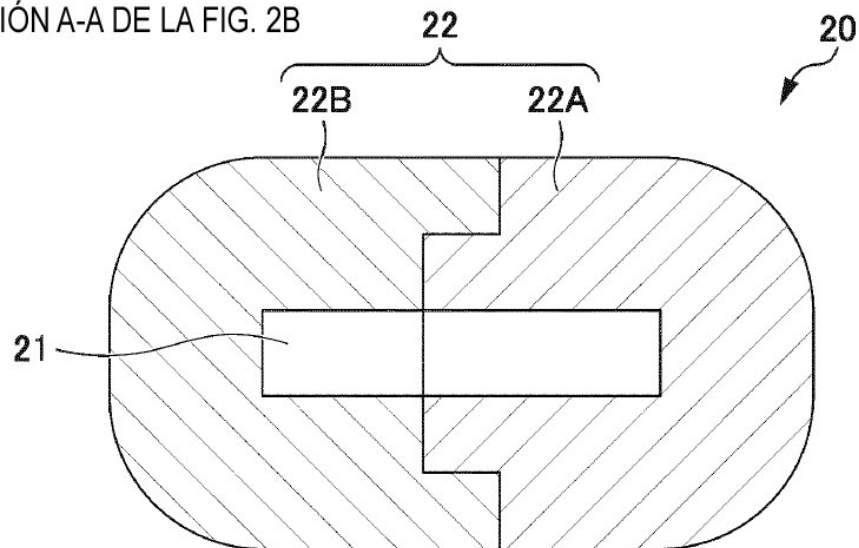


FIG. 2D

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE CUERPO 22A

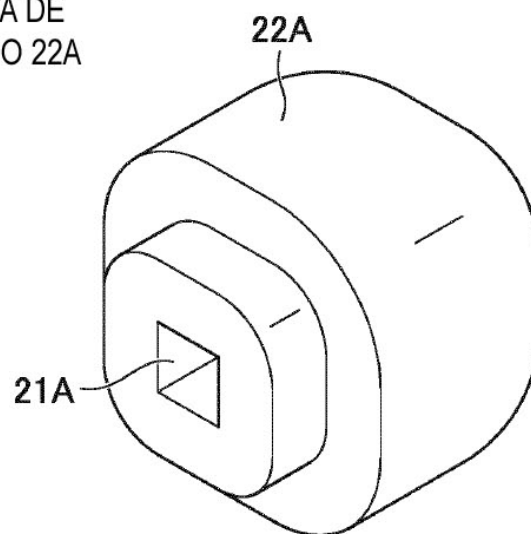


FIG. 2E

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE TAPA 22B

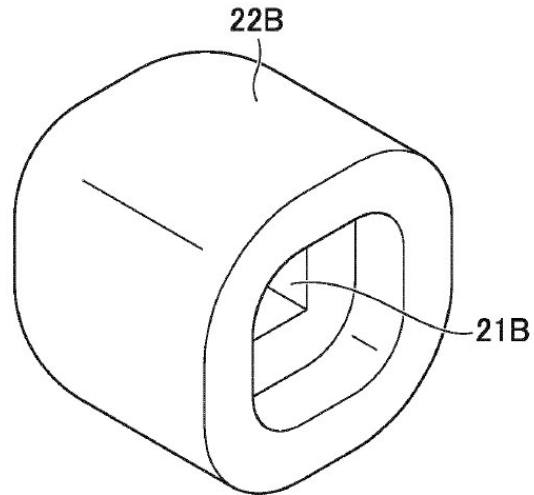


FIG. 2F

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CUERPO DE MEDICIÓN
DE DOSIFICACIÓN 2

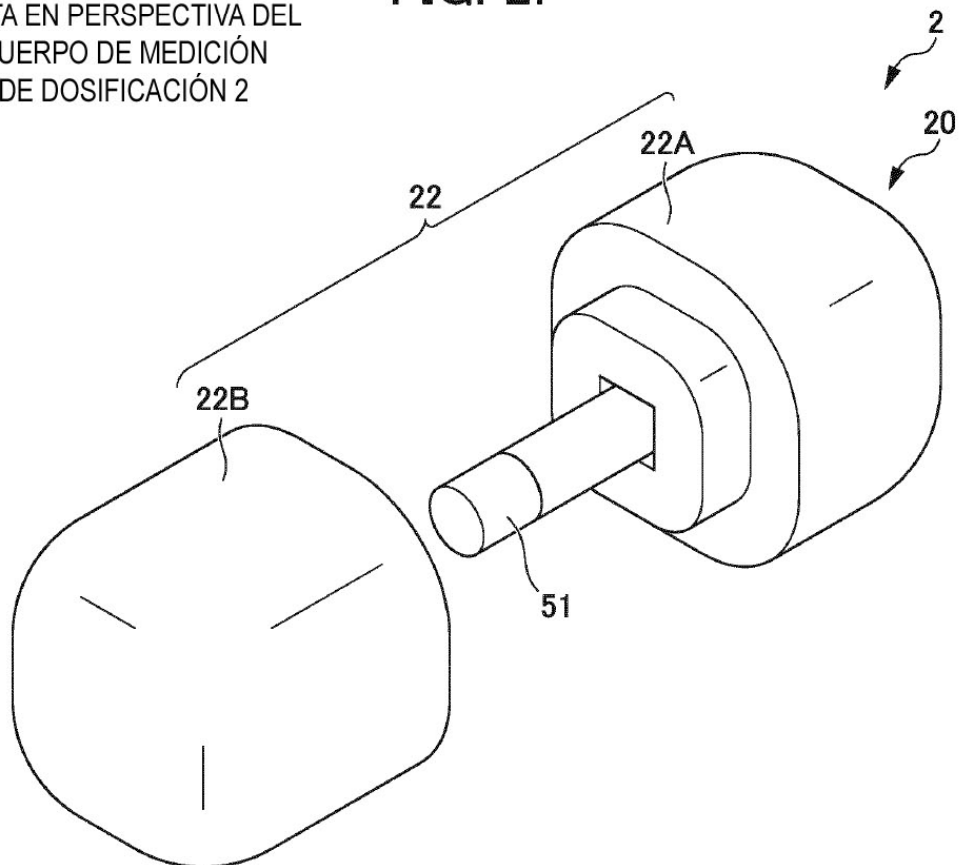


FIG. 3A

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CONTENEDOR DE DOSÍMETRO 30

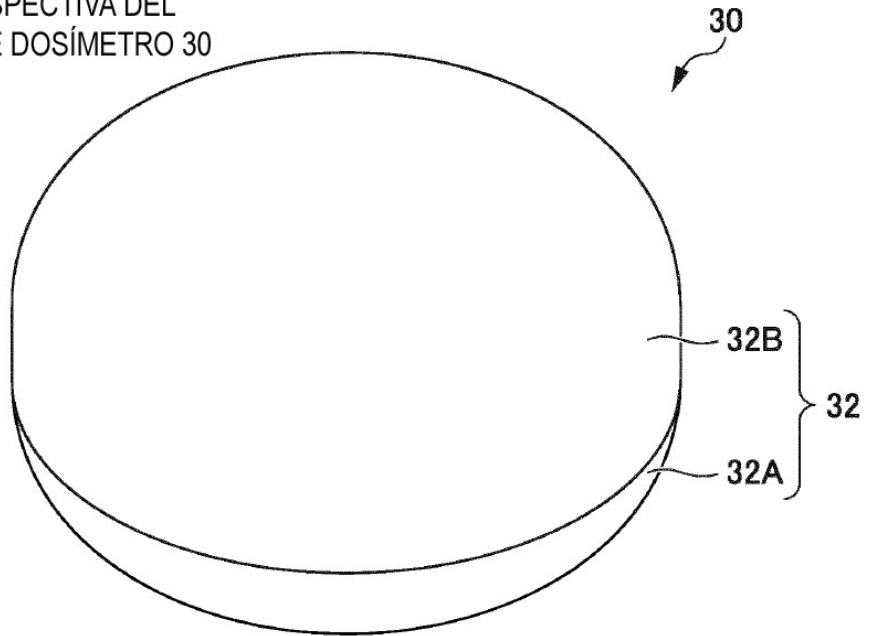


FIG. 3B

VISTA FRONTAL DEL
CONTENEDOR DE
DOSÍMETRO 30

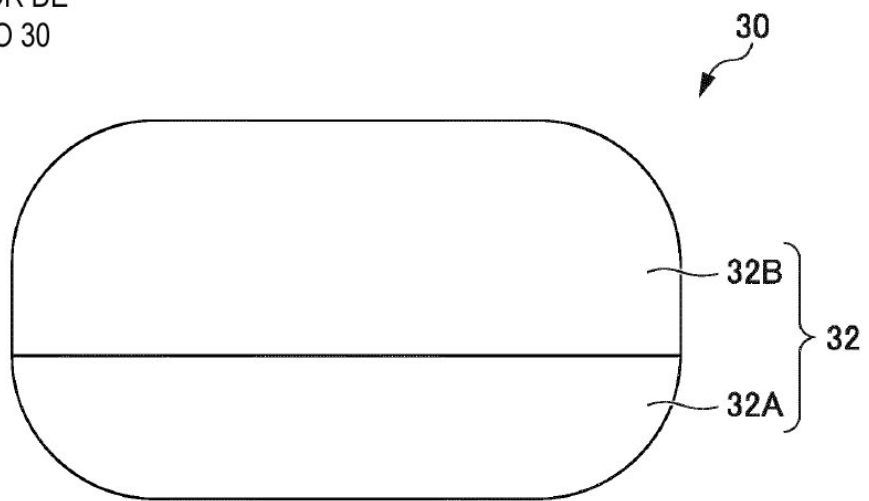


FIG. 3C

VISTA SUPERIOR DEL
CONTENEDOR DE
DOSÍMETRO 30

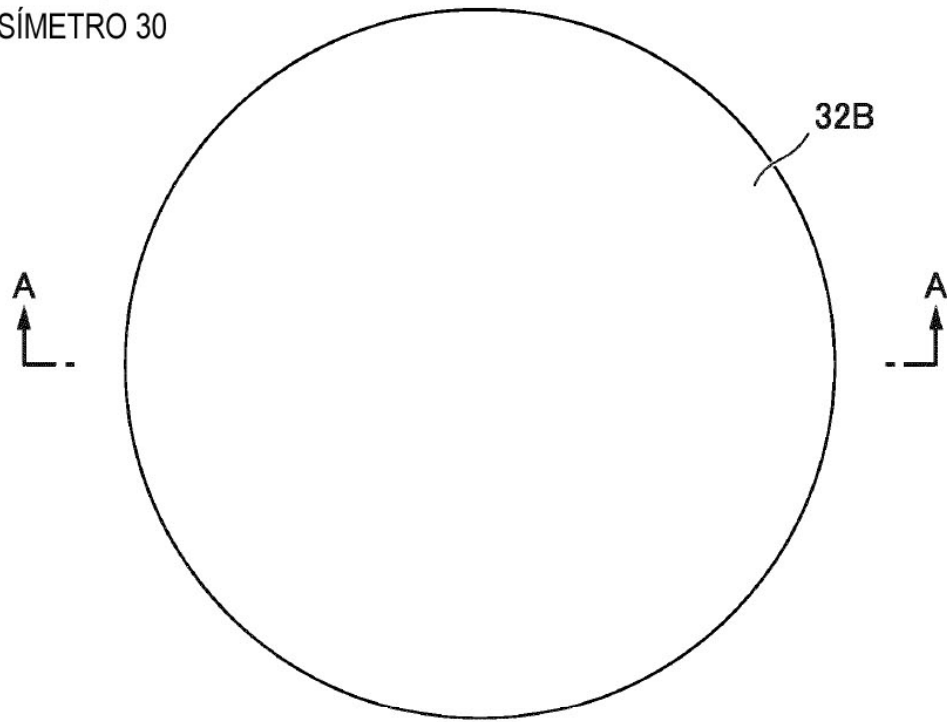


FIG. 3D

VISTA EN SECCIÓN TRANSVERSAL
EN LA SECCIÓN A-A DE LA FIG. 3C

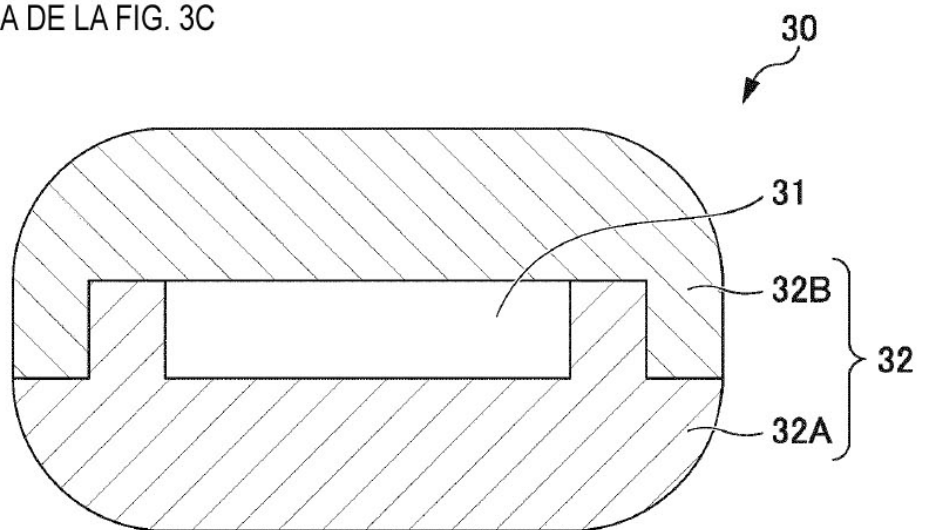


FIG. 3E

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE CUERPO 32A

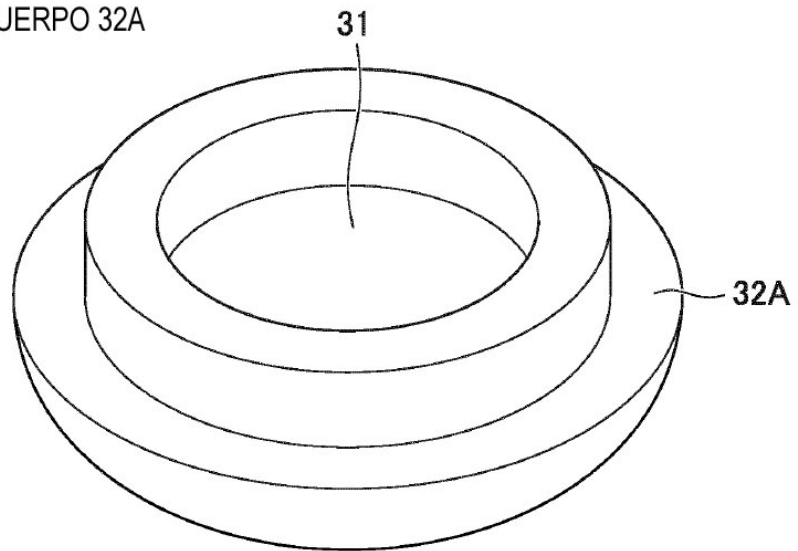


FIG. 3F

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE TAPA 32B

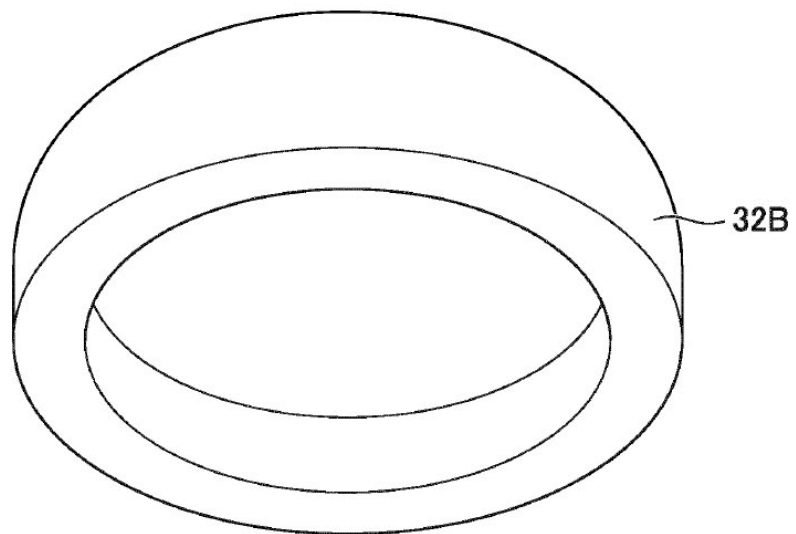


FIG. 3G
VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CUERPO DE MEDICIÓN
DE DOSIFICACIÓN 3

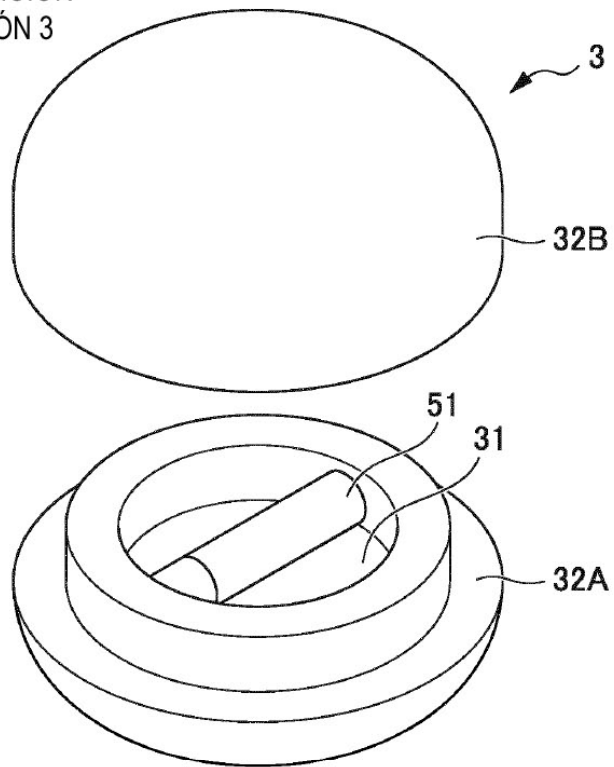


FIG. 4A
VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CONTENEDOR DE DOSÍMETRO 40

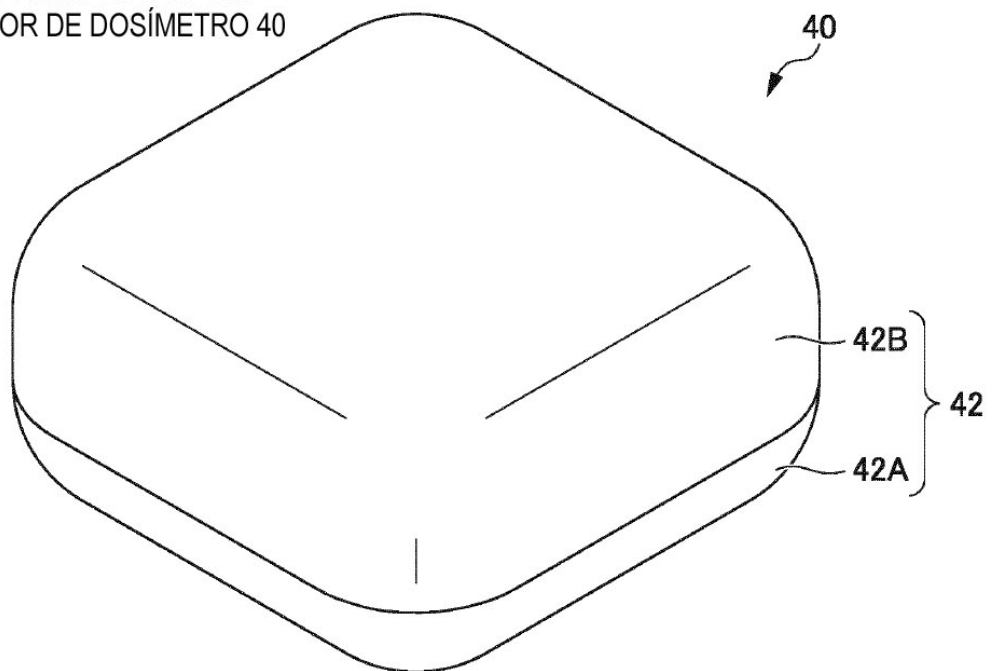


FIG. 4B

VISTA FRONTAL DEL
CONTENEDOR DE
DOSÍMETRO 40

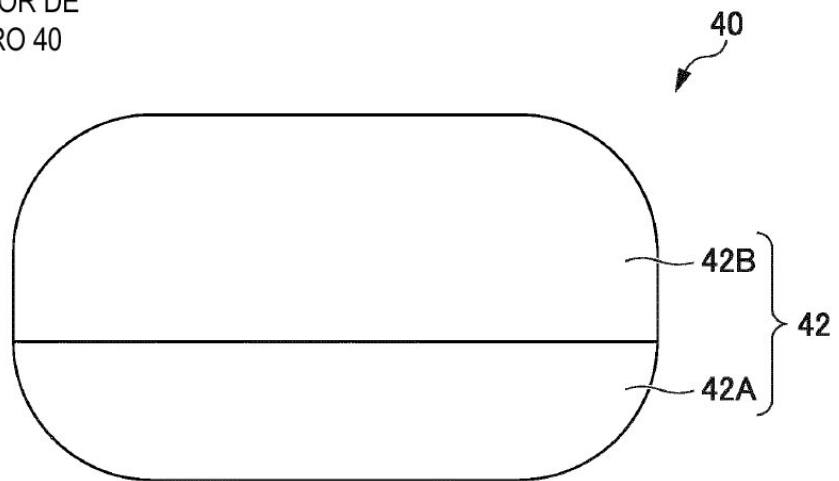


FIG. 4C

VISTA SUPERIOR DEL
CONTENEDOR DE
DOSÍMETRO 40

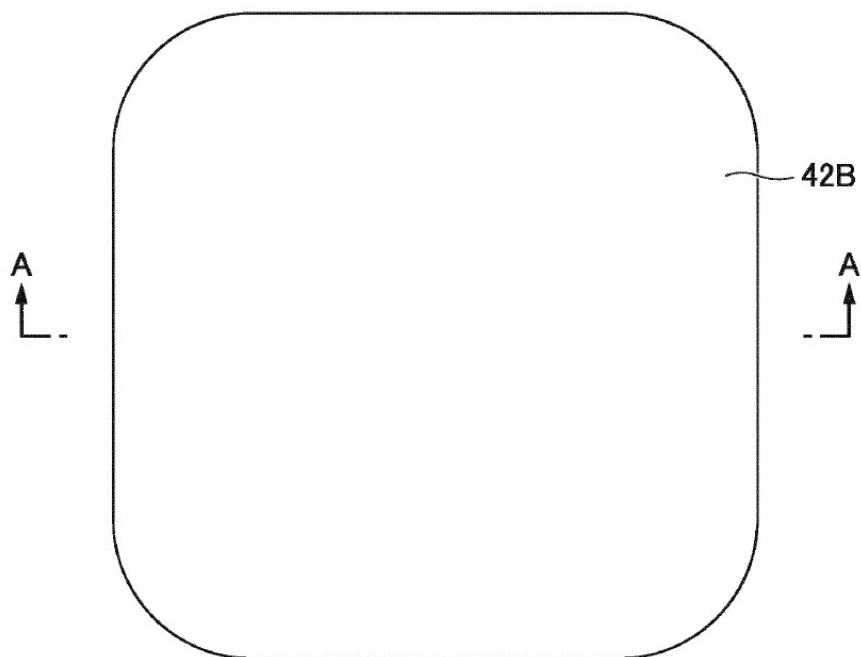


FIG. 4D

VISTA EN SECCIÓN TRANSVERSAL
EN LA SECCIÓN A-A DE LA FIG. 4C

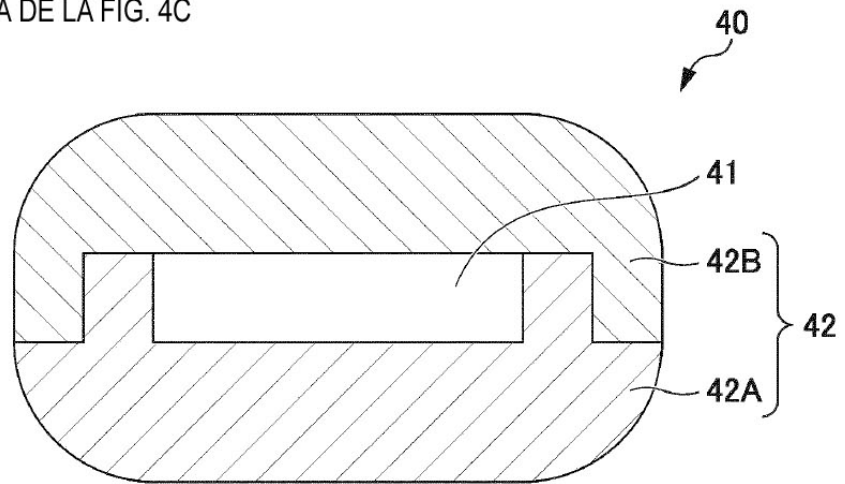


FIG. 4E

VISTA EN PERSPECTIVA DE LA
PORCIÓN DE CUERPO 42A

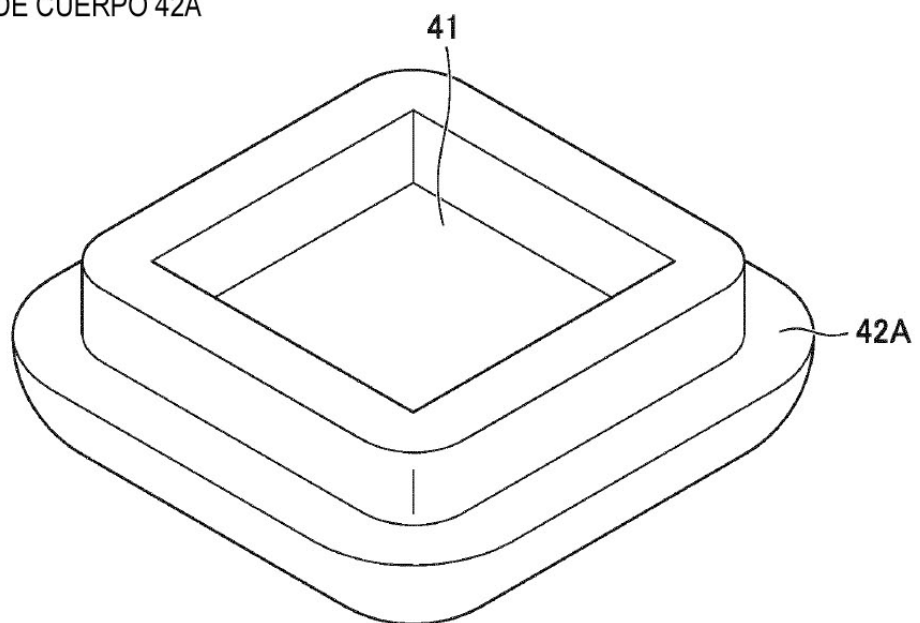


FIG. 4F

VISTA EN PERSPECTIVA DE
LA PORCIÓN DE TAPA 42B

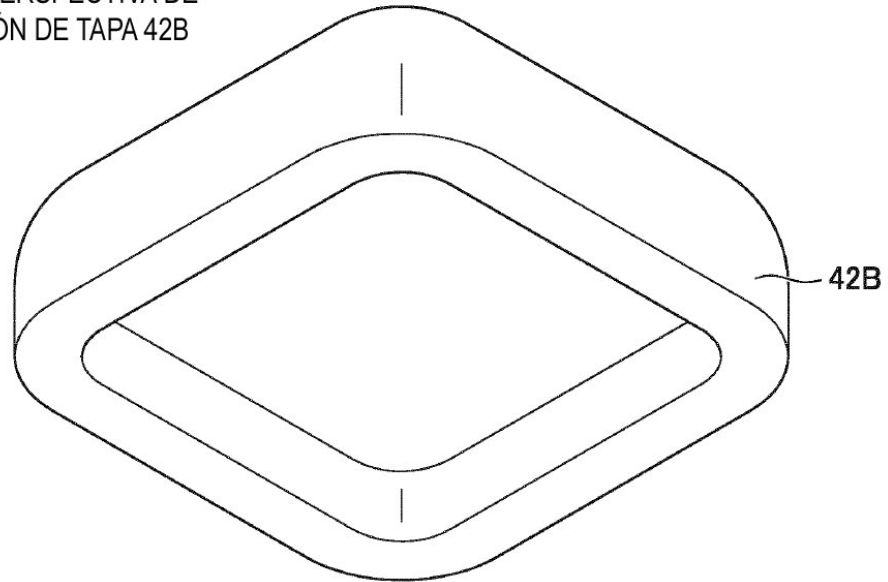


FIG. 4G

VISTA EN PERSPECTIVA DEL
CUERPO DE MEDICIÓN
DE DOSIFICACIÓN 4

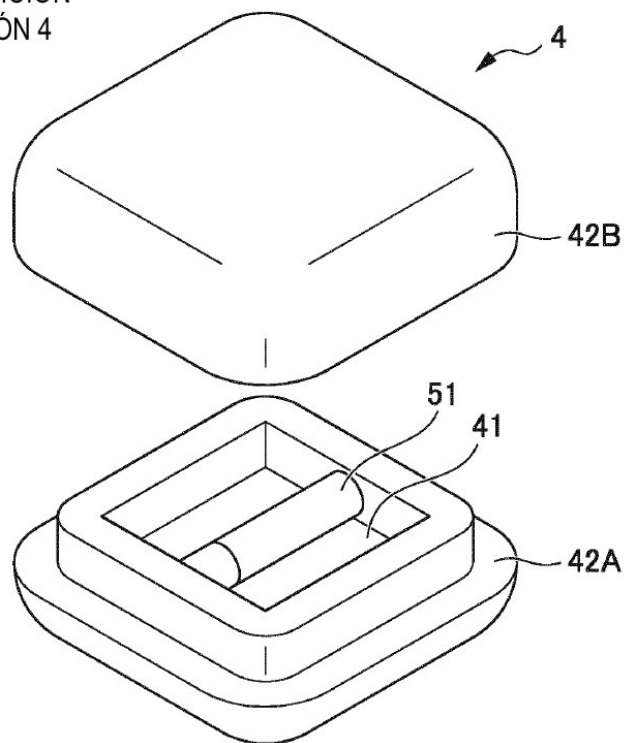


FIG. 5

