

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 023 157**

51 Int. Cl.:

A61B 6/00 (2014.01)

A61B 6/06 (2006.01)

A61B 6/42 (2014.01)

A61B 1/313 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.02.2019** **PCT/GB2019/050305**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.08.2019** **WO19155196**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.02.2019** **E 19705991 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.03.2025** **EP 3749202**

54 Título: **Sonda laparoscópica atada**

30 Prioridad:

06.02.2018 GB 201801926

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.05.2025

73 Titular/es:

LIGHTPOINT SURGICAL LTD (100.00%)
St Mary's Court The Broadway
Amersham HP7 0UT, GB

72 Inventor/es:

TUCH, DAVID;
VYAS, KUNAL;
FORBES, STEWART;
RYAN, GAVIN y
MARSDEN, PHIL

74 Agente/Representante:

SÁEZ MAESO, Ana

ES 3 023 157 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

Sonda laparoscópica atada

Campo técnico

5 La presente divulgación se refiere a sondas laparoscópicas. En particular, la presente divulgación se refiere a una sonda laparoscópica atada que se insertará mediante un trocar, después de lo cual se puede insertar otra herramienta laparoscópica en el trocar para manipular la sonda. Las sondas laparoscópicas descritas en este documento son adecuadas para detectar la radiación emitida por un radiofármaco administrado a un sujeto antes de un procedimiento.

Antecedentes

10 La cirugía laparoscópica, también llamada cirugía mínimamente invasiva o cirugía de ojo de cerradura, es una técnica quirúrgica en la que las operaciones se realizan mediante una pequeña incisión (generalmente de 0.5 a 1.5 cm) en el cuerpo de un sujeto. La cirugía laparoscópica ofrece numerosas ventajas clínicas en comparación con la cirugía abierta, por ejemplo, se reduce el dolor y las hemorragias gracias a incisiones más pequeñas, y se acorta el tiempo de recuperación del paciente.

15 Para realizar una cirugía laparoscópica, se realiza una pequeña incisión en el cuerpo del paciente y se coloca un trocar en ella. Un trocar es un dispositivo médico que actúa como portal para la posterior colocación de otros instrumentos en la cavidad del paciente para su uso en la cirugía. El tamaño del trocar, por ejemplo el diámetro del trocar, proporciona un límite en el tamaño de los instrumentos que se pueden usar en la cirugía laparoscópica, ya que los instrumentos deben poder pasar a través del trocar hacia el sujeto. Para algunos
20 tipos de cirugías laparoscópicas, es posible que se requieran múltiples instrumentos, si estos instrumentos se requieren al mismo tiempo y cada uno ocupa un puerto, entonces es posible que se requieran múltiples incisiones, lo que genera incomodidad para el paciente y tiempos de recuperación más lentos.

25 En ocasiones, se puede utilizar una sonda gamma laparoscópica para procedimientos laparoscópicos radioguiados. Un sujeto puede recibir un radiofármaco antes de la cirugía, el radiofármaco está diseñado para ubicar tejido anormal tal como tumores en el sujeto y emitir radiación detectable mediante una sonda. Un radiofármaco es un fármaco con fines diagnósticos o terapéuticos que comprende un radioisótopo unido a una molécula. El radiofármaco transporta el isótopo a órganos, tejidos o células específicos y se selecciona por sus propiedades y finalidad. Se conocen numerosos radiofármacos en la técnica que se utilizan para cirugía radioguiada y otros procedimientos. Una sonda gamma laparoscópica, que generalmente comprende un
30 detector de radiación gamma soportado por una varilla rígida, se puede insertar a través de un trocar en una cavidad del sujeto para intentar ubicar la fuente de radiación y, por lo tanto, ubicar cualquier tejido anormal. Sin embargo, estas sondas tienen una maniobrabilidad limitada dentro de la cavidad debido a la restricción de movimiento de la varilla rígida dentro del trocar. Además, estas sondas laparoscópicas ocuparían un trocar completo, por lo que se requerirían incisiones adicionales en el sujeto si se requieren herramientas quirúrgicas
35 adicionales para la cirugía.

El documento US 2014/309529 A1 se refiere a una sonda de detección de radiación que puede usarse adecuadamente con un robot quirúrgico, para realizar procedimientos médicos, donde la sonda puede incluir un detector de radiación que emite una señal tras la exposición a radiación ionizante procedente de un radionúclido.

40 El documento WO 2015/185665 A1 se refiere a una sonda nuclear con un detector nuclear para detectar radiación radiactiva y un elemento de acoplamiento para acoplar la sonda nuclear en una posición definida al efector final de un brazo robótico.

45 El documento US 6 236 880 B1 describe un sistema modular de sonda de detección de radiación que incluye un cuerpo de sonda que tiene una porción de mango y una porción distal a la que está unido un miembro de extensión. El extremo libre del miembro de extensión está adaptado para unirse y separarse, uno a la vez, con diversas puntas de sonda.

La presente solicitud proporciona soluciones para superar problemas tales como los descritos anteriormente.

Resumen

50 De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona una sonda laparoscópica atada. La sonda laparoscópica atada se utiliza para desplegarse a través de un trocar en una cavidad de un sujeto para detectar la radiación gamma de un radiofármaco administrado al sujeto. La sonda laparoscópica comprende un cabezal de la sonda diseñado para insertarse a través del trocar y configurado para moverse libremente dentro de la cavidad. El cabezal de la sonda comprende una carcasa alargada que comprende un blindaje contra la radiación para impedir que la radiación gamma pase a través del cabezal de la sonda, teniendo el blindaje
55 contra la radiación una abertura de detección para admitir radiación gamma. El cabezal de la sonda también

comprende un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, el detector de radiación gamma configurado para detectar la radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa. El cabezal de la sonda también incluye medios para, durante su uso, facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad. La sonda laparoscópica comprende además un anclaje acoplado al cabezal de la sonda y para, en uso, sujetar el cabezal de la sonda a través del trocar.

Al proporcionar dicha sonda laparoscópica atada, la sonda laparoscópica puede desplegarse a través de un puerto de un trocar y, en uso, no ocupar toda la capacidad del puerto. Por consiguiente, se pueden utilizar más instrumentos con el mismo puerto de trocar mientras se despliega la sonda laparoscópica. Más ventajosamente, en comparación con las sondas laparoscópicas tradicionales que comprenden una estructura similar a una varilla rígida que limita el control de un cabezal detector a cuatro grados de libertad, una sonda laparoscópica atada como se describe en este documento puede, en uso, tener seis grados de libertad.

Dado que la sonda laparoscópica se despliega en una cavidad, es necesario que el cabezal de la sonda sea lo suficientemente pequeño como para pasar a través de un puerto de un trocar, que puede tener, por ejemplo, 12 mm de diámetro.

Esta restricción en el tamaño del cabezal de la sonda implica que, una vez desplegada, la radiación gamma puede atravesar el lateral o la parte posterior del cabezal de la sonda y activar el detector de radiación gamma, incluso con blindaje contra la radiación. Proporcionar medios para facilitar la localización de la fuente de radiación del radiofármaco en la cavidad resulta ventajoso, ya que permite al usuario ubicar la fuente de radiación gamma. Como se describirá más adelante, estos medios ofrecen al usuario una mayor seguridad de que las detecciones se deben a la radiación que pasa a través de la abertura de detección de la sonda laparoscópica, en lugar de a través del lateral o la parte posterior. Al proporcionar medios para facilitar, en uso, la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad, un usuario de la sonda puede ubicar el tejido afectado de manera eficiente.

El detector de radiación gamma puede comprender un centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación gamma recibida. El detector de radiación gamma puede incluir además un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador. El fotodetector puede comprender un fotomultiplicador de silicio ("SiPM"). El fotodetector puede comprender un fotodiodo de avalancha ("APD"). El centelleador puede comprender yoduro de cesio activado con talio (CsI:TI).

El blindaje contra la radiación puede tener un grosor y el centelleador puede tener un radio, y el grosor del blindaje contra la radiación y el radio del centelleador pueden seleccionarse de forma que, durante su uso, la relación entre la radiación gamma que atraviesa el blindaje contra la radiación que es detectada por los medios de detección de gamma y la radiación gamma que incide sobre el blindaje contra la radiación es menor o igual a 1:1000, y de modo que, en uso, se maximiza la sensibilidad de los medios de detección de gamma a la radiación gamma que incide a través de la abertura de detección.

Al proporcionar dicho blindaje contra la radiación y centelleador, la capacidad de la sonda para ubicar la fuente de radiación se mejora considerablemente, ya que esta relación garantiza al usuario que la probabilidad de que cualquier radiación detectada atraviese la abertura de detección de la sonda laparoscópica es alta en comparación con la probabilidad de que atraviese cualquier otra parte del cabezal de la sonda.

El detector de radiación gamma puede comprender un detector de radiación gamma semiconductor. El detector de radiación semiconductor puede comprender telururo de cadmio y zinc, CZT.

Los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad pueden comprender un detector de radiación beta dispuesto dentro de la carcasa, entre la abertura de detección y el detector de radiación gamma, y configurado para detectar radiación beta a través de la abertura de detección del blindaje contra la radiación. Es decir, la sonda laparoscópica puede comprender un cabezal de la sonda diseñado para insertarse a través del trocar y configurado para moverse libremente dentro de la cavidad, comprendiendo el cabezal de la sonda: una carcasa alargada que comprende blindaje contra la radiación para impedir el paso de la radiación gamma a través del cabezal de la sonda, y el blindaje contra la radiación tiene una abertura de detección para admitir la radiación gamma; un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, el detector de radiación gamma configurado para detectar la radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa; y un detector de radiación beta dispuesto dentro de la carcasa, entre la abertura de detección y el detector de radiación gamma, y configurado para detectar radiación beta a través de la abertura de detección del blindaje contra la radiación.

El detector de radiación beta puede comprender un centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación beta recibida. El detector de radiación beta puede comprender además un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador. El centelleador configurado para centellear en respuesta a la radiación beta recibida puede comprender yoduro de cesio, CsI. El centelleador configurado para centellear en respuesta a la radiación beta recibida puede comprender viniltolueno dopado con fluoróforo.

Al proporcionar dicho detector de radiación beta, la sonda laparoscópica puede captar más señales de un radioisótopo. Además, las partículas cargadas de los radiofármacos no se desplazan a grandes distancias a través del tejido, por lo que, utilizando un detector de radiación beta, se puede determinar la proximidad de la fuente de radiación al detectar partículas cargadas.

5 La sonda laparoscópica puede disponerse para comunicar una señal compuesta, siendo la señal compuesta representativa de detecciones de radiación beta y detecciones de radiación gamma. La sonda laparoscópica puede conmutarse entre un primer modo, en el que el cabezal de la sonda está configurado para comunicar una primera señal representativa de la detección de radiación gamma, y un segundo modo, en el que el cabezal de la sonda está configurado para comunicar una segunda señal representativa de la detección de radiación
10 beta.

Los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad pueden comprender un mecanismo para mover el detector gamma con respecto al blindaje de la carcasa y ajustar así su campo de visión a través de la abertura. El detector de radiación gamma puede ajustarse durante su uso. Ventajosamente, este detector de radiación gamma ajustable dinámicamente permite al usuario obtener
15 múltiples imágenes con diferentes campos de visión para localizar la fuente de radiación dentro de la cavidad. Es decir, la sonda laparoscópica puede comprender un cabezal de la sonda diseñado para insertarse a través del trocar y configurado para moverse libremente dentro de la cavidad, el cabezal de la sonda que comprende: una carcasa alargada que comprende blindaje contra la radiación para impedir el paso de la radiación gamma a través del cabezal de la sonda, el blindaje contra la radiación tiene una abertura de detección para admitir la radiación gamma; un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, el detector de radiación gamma configurado para detectar la radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa; y un
20 mecanismo para mover el detector gamma con respecto al blindaje contra la radiación de la carcasa y ajustar su campo de visión a través de la abertura.

El detector de radiación gamma puede comprender un primer centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación gamma recibida; y un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador; y los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad puede comprender un segundo centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación gamma recibida, el segundo centelleador se encuentra dispuesto entre el primer centelleador y la abertura de detección del blindaje contra la radiación. Los medios para facilitar la localización
25 de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad pueden comprender además un segundo fotodetector para detectar la luz centelleante del segundo centelleador, estando dispuesto el segundo fotodetector entre el primer centelleador y el segundo centelleador. Ventajosamente, al proporcionar dos de tales detectores de radiación gamma, la sonda laparoscópica es capaz de realizar una "colimación activa". Las señales de ambos detectores pueden usarse para extraer información direccional sobre la radiación gamma detectada y, por consiguiente, la relación señal a ruido de la sonda laparoscópica aumenta considerablemente.
30

Los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad pueden comprender un blindaje contra la radiación desplegable que tiene una configuración desplegada y una configuración no desplegada. En la configuración no desplegada, el blindaje contra la radiación desplegable puede estar dispuesto de modo que el cabezal de la sonda se pueda insertar a través del trocar. En la configuración desplegada, el blindaje contra la radiación desplegable puede estar dispuesto para inhibir aún más el paso de la radiación gamma a través del cabezal de la sonda. Es decir, la sonda laparoscópica puede comprender un cabezal de la sonda conformado para su inserción a través del trocar y configurado para poder moverse libremente dentro de la cavidad, el cabezal de la sonda que comprende: una carcasa alargada que comprende un blindaje contra la radiación para impedir que la radiación gamma pase a través del cabezal de la sonda, teniendo el blindaje contra la radiación una abertura de detección para admitir radiación gamma; un
40 detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, el detector de radiación gamma configurado para detectar la radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa; y un blindaje contra la radiación desplegable con una configuración desplegada y una configuración no desplegada.

Como se mencionó anteriormente, si el blindaje contra la radiación del cabezal de la sonda es demasiado delgado, la radiación gamma podría penetrar a través de la carcasa exterior del cabezal de la sonda y ser detectada por el detector, lo que reduce la capacidad de localizar la fuente de radiación. Al proporcionar un blindaje desplegable, el cabezal de la sonda puede pasar a través del puerto (de diámetro limitado) del trocar dentro de la cavidad, y luego el blindaje desplegable puede desplegarse para espesar la cantidad de blindaje
50 contra la radiación que la radiación gamma necesitaría atravesar para llegar al detector, reduciendo así la radiación gamma que penetra a través, por ejemplo, de la parte posterior del cabezal de la sonda.
55

El blindaje contra la radiación desplegable puede ser independiente del blindaje contra la radiación de la carcasa. El blindaje contra la radiación desplegable puede comprender láminas rígidas y plegables. El blindaje contra la radiación desplegable puede comprender una superficie exterior deformable. El blindaje contra la radiación desplegable puede comprender un material de relleno. En la configuración desplegada, el material de relleno puede rellenar un hueco entre la superficie exterior deformable y la carcasa, de modo que la
60

profundidad del blindaje sea mayor que en la configuración no desplegada. El material de relleno puede consistir en perlas o polvo de tungsteno.

El blindaje contra la radiación desplegable puede moverse entre la configuración no desplegada y la configuración desplegada mediante herramientas quirúrgicas.

- 5 El anclaje puede consistir en un cable para comunicar una señal del detector de radiación gamma desde el cabezal de la sonda.

Los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprenden un trayecto tortuoso para una conexión eléctrica a través del blindaje contra la radiación de la carcasa al cable. Un trayecto tortuoso a través del blindaje contra la radiación puede comprender cualquier trayecto adecuado para la conexión eléctrica, de modo que no exista una "línea de visión" entre el detector de radiación y la circuitería de la sonda laparoscópica. Por ejemplo, un trayecto tortuoso a través de una capa de blindaje contra la radiación puede comprender un trayecto para el cual una entrada al blindaje está desviada de una salida del blindaje, por ejemplo desviada radialmente y/o desviada azimutalmente. El trayecto tortuoso puede incluir un trayecto tortuoso, un trayecto tortuoso, un trayecto tortuoso, un trayecto serpenteante o incluso un trayecto recto en un ángulo con respecto a un eje longitudinal a través del cabezal de la sonda. De esta manera, desde cualquier ángulo en que la radiación se acerque a la parte posterior del detector de radiación gamma, debe haber al menos una capa de blindaje que inhiba su propagación al detector. Por consiguiente, el usuario tiene mayor confianza en que las detecciones se deben a la radiación gamma que pasa al detector a través de la abertura de detección, en lugar de, por ejemplo, a una perforación en el blindaje posterior a través del cual se realizan las conexiones eléctricas. Es decir, la sonda laparoscópica puede comprender un cabezal de la sonda conformado para su inserción a través del trocar y configurado para poder moverse libremente dentro de la cavidad, el cabezal de la sonda que comprende: una carcasa alargada que comprende un blindaje contra la radiación para impedir que la radiación gamma pase a través del cabezal de la sonda, teniendo el blindaje contra la radiación una abertura de detección para admitir radiación gamma; un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, estando configurado el detector de radiación gamma para detectar radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa; y un trayecto tortuoso para una conexión eléctrica a través del blindaje contra la radiación de la carcasa al cable.

La sonda laparoscópica atada puede comprender además un agarre para manipular el cabezal de la sonda dentro de la cavidad con una herramienta quirúrgica. El agarre puede ser biselado. El agarre puede ser magnético.

De acuerdo con un aspecto divulgado en este documento pero no reivindicado como parte de la invención, se proporciona una sonda laparoscópica atada, la sonda laparoscópica atada para su despliegue a través de un trocar en una cavidad de un sujeto para detectar radiación gamma de un radiofármaco administrado al sujeto. La sonda laparoscópica comprende un cabezal de la sonda diseñado para insertarse a través del trocar y configurado para moverse libremente dentro de la cavidad. El cabezal de la sonda comprende una carcasa alargada que comprende un blindaje contra la radiación de un primer grosor, el blindaje contra la radiación que impide el paso de la radiación gamma a través del cabezal de la sonda y el blindaje contra la radiación tiene una abertura de detección para admitir la radiación gamma. El cabezal de la sonda comprende además un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, el detector de radiación gamma configurado para detectar la radiación gamma a través de la región de detección de la carcasa. El detector de radiación gamma comprende un centelleador con un radio, el centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación gamma recibida. El detector de radiación gamma comprende además un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador. El grosor del blindaje contra la radiación y el radio del centelleador se seleccionan de forma que, durante su uso, la relación entre la radiación gamma que atraviesa el blindaje de la carcasa, detectada por el medio de detección gamma, y la radiación gamma incidente sobre el blindaje sea menor o igual a 1:1000, y de forma que, durante su uso, se maximice la sensibilidad del medio de detección gamma a la radiación gamma incidente a través de la abertura de detección. La sonda laparoscópica comprende además un anclaje acoplado al cabezal de la sonda para, durante su uso, sujetar el cabezal de la sonda a través del trocar.

De acuerdo con un aspecto de la invención, se proporciona un método para producir una sonda laparoscópica atada, la sonda laparoscópica atada se despliega a través de un trocar en la cavidad de un sujeto. El método comprende seleccionar el grosor del blindaje contra la radiación y el radio del centelleador, con base en el diámetro conocido del trocar y las propiedades de radiación conocidas de un radiofármaco al administrarse al sujeto, de modo que, durante su uso, la relación entre la radiación gamma que atraviesa el blindaje, detectada por el detector gamma, y la radiación gamma incidente sobre el blindaje sea menor o igual a 1:1000. El método comprende además proporcionar una carcasa alargada, la carcasa alargada tiene un diámetro adecuado para su inserción a través del trocar, la carcasa que comprende un blindaje contra la radiación del grosor del blindaje contra la radiación seleccionado. El método comprende además la disposición, dentro de la carcasa, de un detector de radiación gamma, el detector de radiación gamma que comprende un centelleador con el radio de centelleo seleccionado, el centelleador configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación

gamma recibida; y un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador. El método comprende además el acoplamiento de un anclaje al cabezal de la sonda.

Breve descripción de los dibujos

- 5 Las realizaciones de la invención se describen con más detalle a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:
- La figura 1 ilustra una sonda laparoscópica atada de acuerdo con una realización de la invención.
- La figura 2A ilustra una sonda laparoscópica atada de acuerdo con otra realización de la invención.
- La figura 2B muestra gráficos polares del campo de visión angular de la sonda laparoscópica atada de la figura 2A, configurada de tres maneras.
- 10 La figura 3A ilustra una sonda laparoscópica atada de acuerdo con otra realización de la invención.
- La figura 3B muestra un gráfico polar y un gráfico polar logarítmico del campo de visión angular de la sonda laparoscópica de la figura 3A al sumar las señales de dos detectores de radiación gamma.
- La figura 3C muestra un gráfico polar y un gráfico polar logarítmico del campo de visión angular de la sonda laparoscópica de la figura 3A al comparar las señales de dos detectores de radiación gamma.
- 15 La figura 4A ilustra una sonda laparoscópica atada de acuerdo con otra realización de la invención.
- La figura 4B ilustra una sonda laparoscópica atada de acuerdo con otra realización de la invención.
- La figura 5A ilustra una sonda laparoscópica atada, de acuerdo con otra realización de la invención, con blindaje desplegable dispuesta en una configuración desplegada.
- 20 La figura 5B ilustra la sonda laparoscópica atada de la figura 5A con blindaje desplegable dispuesta en una configuración no desplegada.
- La figura 6A ilustra una sonda laparoscópica atada, de acuerdo con otra realización de la invención, con blindaje desplegable dispuesta en una configuración no desplegada.
- La figura 6B ilustra la sonda laparoscópica atada de la figura 6A con blindaje desplegable dispuesta en una configuración desplegada; y
- 25 La figura 7 es un diagrama de bloques de un dispositivo informático.
- A lo largo de la descripción y los dibujos, los numerales de referencia iguales se refieren a partes iguales.

Descripción detallada

- 30 La presente divulgación describe sondas laparoscópicas atadas. Si bien a continuación se describen diversas realizaciones, la invención no se limita a estas realizaciones, y las variaciones de estas realizaciones bien pueden caer dentro del alcance de la invención, que debe estar limitada únicamente por las reivindicaciones adjuntas.
- 35 La figura 1 muestra un esquema de una sonda laparoscópica atada 100 que comprende un cabezal de la sonda 102 y un anclaje 104 para anclar el cabezal de la sonda 102 a un trocar durante su uso. El cabezal de la sonda 102 está diseñado para insertarse a través de un trocar en una cavidad del sujeto examinado (por ejemplo, un paciente) y para moverse libremente dentro de la cavidad. El anclaje 104 de la sonda laparoscópica 100 de la figura 2 actúa adicionalmente para informar los datos detectados a un dispositivo informático (tal como el dispositivo informático 700 descrito en detalle a continuación). Con este fin, la sonda laparoscópica 100 también comprende un agarre desplegable/retráctil 108 para manipular el cabezal de la sonda 102 de la sonda laparoscópica 100 en uso con una herramienta quirúrgica. El agarre 108 puede estar biselado para mejorar el agarre y/o puede ser magnético. El agarre 108 es retráctil de manera que el diámetro o ancho de la sonda laparoscópica 100 es menor que el diámetro del puerto del trocar a través del cual se inserta el cabezal de la sonda laparoscópica 102 en la cavidad. Normalmente, un trocar tiene un diámetro de unos 12 mm, aunque en los últimos años se utilizan con frecuencia trocates con diámetros de 10 mm o menores. El diámetro del cabezal de la sonda y, por tanto, de los componentes que contiene, debe ser lo suficientemente pequeño como para
- 40 pasar a través del trocar.
- 45 La porción de conexión/anclaje 104 puede incluir una carcasa biocompatible 132 y una o más fibras ópticas 120 para la comunicación con el dispositivo informático (no mostrado). El experto en la técnica apreciará que se pueden utilizar otras arquitecturas de sonda laparoscópica. Algunos otros ejemplos se proporcionan a continuación.

El cabezal de la sonda 102 comprende una carcasa exterior 106. Esta carcasa exterior 106 es biocompatible. La carcasa exterior puede estar compuesta de uno o más de tungsteno (con un recubrimiento biocompatible aplicado), acero inoxidable, tantalio y plástico.

Dentro del cabezal de la sonda 102, se proporciona un detector de radiación gamma, que en el presente ejemplo comprende un centelleador 110 y un fotodetector 112 para detectar luz centelleante procedente del centelleador 110. El centelleador 110 puede estar plateado en una o más superficies, por ejemplo, en una cara circunferencial del centelleador 110 o en la cara del centelleador 110 más cercana al extremo de detección de la sonda laparoscópica 100, para reflejar la luz centelleante hacia el fotodetector 112. Esto resulta ventajosamente en una mejor captación de la señal y también es útil para lograr una buena resolución energética.

El detector de radiación gamma está protegido por un blindaje posterior 116 y un blindaje lateral 114. El blindaje posterior 116 y el blindaje lateral 114 pueden estar compuestos de tungsteno. El blindaje posterior 116 y el blindaje lateral 114 están dispuestos para impedir que la radiación gamma incida sobre el centelleador 110 a través de la parte posterior y lateral del cabezal de la sonda 202, respectivamente. Por consiguiente, es probable que la luz centelleante del centelleador 110 provenga de la radiación gamma que se aproxima a través del extremo de detección de la sonda laparoscópica 100. En particular, el blindaje contra la radiación define una abertura y un canal de detección a través de los cuales la radiación gamma puede propagarse sin ser inhibida por el blindaje.

Cuando el fotodetector 112 detecta luz centelleante, una señal eléctrica representativa de la detección se envía a la circuitería 118 a través de una pequeña perforación en el blindaje posterior 116 mediante un alambre (como se indica con la línea discontinua en la figura). La circuitería 118 está configurada para comunicar la información de detección a través del medio de comunicación 120 a un dispositivo informático (no mostrado en la figura 1).

El cabezal de la sonda 102 comprende además una ventana delgada 124 sobre la abertura de detección y un separador biocompatible 122 que mantiene la ventana 124 al menos a una distancia fija de la superficie del tejido durante su uso. La ventana 124 es permeable a la radiación gamma y así permite que la radiación gamma pase dentro del canal formado por el blindaje posterior 116 y el blindaje lateral 114 para ser detectado. La ventana puede estar hecha de cualquier material adecuado, por ejemplo, plástico o tereftalato de polietileno (PET).

El cabezal de la sonda 102 comprende además medios para, durante su uso, facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad. En particular, en la figura 1, el cabezal de la sonda 102 comprende además un detector de partículas cargadas, en particular un detector de radiación beta. El detector de radiación beta está dispuesto dentro de la carcasa exterior 102, entre la abertura de detección y el detector de radiación gamma, y está configurado para detectar la radiación beta a través de la abertura de detección del blindaje contra la radiación.

El detector de radiación beta de la figura 1 comprende un centelleador 126 configurado para centellear, durante su uso, en respuesta a la radiación beta recibida. El centelleador 126 puede contener yoduro de cesio. El centelleador 126 puede contener viniltolueno dopado con fluoróforo. Al igual que el centelleador 110, el centelleador 126 puede estar plateado en una o más caras.

El detector de radiación beta de la figura 1 comprende además un fotodetector 128 para detectar la luz centelleante del centelleador 126. El fotodetector 128 del presente ejemplo comprende un fotodiodo de avalancha.

Mientras que el fotodetector 112 del detector de radiación gamma está dispuesto detrás del centelleador 110 del detector de radiación gamma, el fotodiodo de avalancha 128 está dispuesto a un lado del centelleador 126. De esta manera, el fotodiodo de avalancha 128 no contribuye a la atenuación gamma, lo que conduce a una mejor lectura por parte del detector de radiación gamma.

El detector de radiación beta también está blindado por el blindaje contra la radiación 130. Aunque el blindaje 130 se muestra separado del blindaje 114, el experto apreciará que el blindaje contra la radiación 114 y 130 se puede combinar como una sola pieza de blindaje contra la radiación para proteger tanto el detector de radiación gamma como el detector de radiación beta.

El fotodiodo de avalancha 128 comunica cualquier detección de luz centelleante del centelleador 126 a través de un alambre (como se indica con la línea discontinua en la figura) a través de perforaciones en el blindaje lateral 114 y el blindaje posterior 116 hasta la circuitería 118. El experto comprenderá que el alambre puede tomar cualquier ruta adecuada hasta la circuitería, por ejemplo, un trayecto tortuoso alrededor de múltiples blindajes de radiación.

La circuitería 118 está configurada para comunicar datos relacionados con la detección de radiación gamma a un dispositivo informático (no mostrado), tal como el dispositivo informático 700, que se describe más adelante. La circuitería 118 está configurada además para comunicar datos relacionados con la detección de partículas

cargadas/radiación beta a un dispositivo informático tal como el dispositivo informático 700. La circuitería 118 puede comunicar una señal compuesta, la señal compuesta representativa de detecciones de partículas cargadas (por ejemplo, radiación beta) y detecciones de radiación gamma. Opcionalmente, la sonda laparoscópica puede conmutarse entre un primer modo, en el que el cabezal de la sonda 102 está configurado para comunicar una primera señal representativa de la detección de radiación gamma, y un segundo modo, en el que el cabezal de la sonda 102 está configurado para comunicar una segunda señal representativa de la detección de partículas cargadas.

Si bien el detector de radiación beta mostrado en la figura 1 comprende un centelleador y un fotodetector, el experto en la técnica comprenderá que dicho detector puede comprender cualquier detector adecuado. Por ejemplo, los inventores han descubierto que un sensor semiconductor de óxido metálico complementario (CMOS) también es adecuado para detectar partículas cargadas de un radiofármaco. El experto en la técnica comprenderá que, si bien se ha descrito la detección de radiación beta, la sonda laparoscópica puede utilizarse para detectar cualquier partícula cargada.

La sonda laparoscópica 100 puede comprender componentes adicionales. Por ejemplo, la sonda laparoscópica 100 puede incluir uno o más colimadores.

El separador 122 puede estar presente o no. Si está presente, el separador 122 puede tener cualquier forma y material adecuados. La propia carcasa exterior 106 puede realizar la función de un separador.

En la figura 1, el detector de radiación beta 100 está dispuesto para detectar partículas cargadas desde el extremo de la sonda laparoscópica 100. Sin embargo, se prevén otras configuraciones, por ejemplo, el detector de radiación beta puede posicionarse para detectar partículas cargadas en el lateral del cabezal de la sonda 102. En la realización mostrada en la figura 1, el detector de radiación gamma también está configurado para detectar la radiación gamma a través del extremo de detección de la sonda laparoscópica 100. Sin embargo, el detector de radiación gamma puede posicionarse en un ángulo diferente al del detector de radiación beta. Por ejemplo, el detector de radiación beta puede colocarse en el lateral del cabezal de la sonda 102, mientras que el detector gamma puede posicionarse para detectar la radiación gamma prácticamente a través del extremo de detección del cabezal de la sonda 102, o viceversa. Los datos de ambos detectores pueden procesarse en un dispositivo informático (no mostrado). La sonda laparoscópica puede comprender otros sensores de radiación adicionales.

La figura 2A muestra una sonda laparoscópica atada 200. En la sonda laparoscópica 200 de la figura 2A, no hay detector de radiación beta, aunque el experto en la técnica apreciará que las realizaciones mostradas en las figuras 1 y 2A pueden combinarse.

El cabezal de la sonda laparoscópica 102 de la figura 2A también comprende un medio para facilitar la localización de una fuente de radiación procedente de un radiofármaco dentro de una cavidad de un sujeto. En la realización de la figura 2A, la sonda laparoscópica 200 comprende un mecanismo para mover el detector gamma con respecto al blindaje contra la radiación 114 para ajustar el campo de visión del detector gamma a través de la abertura de detección, es decir, a través del vacío formado por el blindaje contra la radiación 114 en el extremo de detección de la sonda laparoscópica 200.

En particular, el centelleador 110 (y el fotodetector 112) de la figura 2A se puede mover dentro del cabezal de la sonda 102 para ajustar el campo de visión del detector de radiación gamma. La posición del centelleador 110 determina el campo de visión del sensor, como se muestra en la figura 2B. La ventaja de utilizar este mecanismo en lugar de un colimador es que la sensibilidad no se ve afectada por pérdidas adicionales debidas al factor de llenado del colimador. Durante su uso, resulta poco práctico sustituir un primer colimador por un segundo para ajustar el campo de visión del dispositivo, por consiguiente, un detector de radiación gamma ajustable ofrece numerosas ventajas.

La sensibilidad y la capacidad de ajuste de la sonda laparoscópica 200 son preocupaciones particulares para la aplicación laparoscópica: el diámetro exterior de la sonda laparoscópica 200 está restringido y, por lo tanto, el tamaño del propio detector de radiación gamma también es muy pequeño, por lo que no es deseable hacer un equilibrio entre sensibilidad y capacidad de ajuste.

La figura 2B muestra gráficos polares que muestran el campo de visión angular de una sonda con un elemento de detección gamma de 6 mm de diámetro, una carcasa combinada 106 de 3 mm de grosor y un blindaje lateral 114, y un blindaje posterior 116 de 3 mm. La posición de la parte frontal del centelleador 110 respecto a la abertura de detección (borde del blindaje lateral 114) es, de izquierda a derecha, 0 mm, 3 mm y 6 mm, respectivamente.

El experto en la técnica comprenderá que, si bien en la figura 2 el centelleador 110 se mueve dentro del blindaje lateral, en una realización alternativa, el blindaje lateral 114 puede estar dispuesto para moverse dentro del cabezal de la sonda, modificando así el campo de visión del detector. Por ejemplo, el blindaje posterior 116 está dimensionado de tal manera que el blindaje lateral 114 puede pasar alrededor del blindaje posterior para ajustar el campo de visión del detector.

El movimiento del centelleador correspondiente al blindaje lateral 114 puede facilitarse mediante cualquier medio adecuado. Por ejemplo, el mecanismo para mover el detector de radiación gamma con respecto al blindaje 114 contra la radiación para ajustar el campo de visión del detector gamma a través de la abertura de detección puede comprender un botón bloqueado (tal como el que se encuentra a menudo en los bolígrafos). El detector de radiación gamma o el blindaje lateral 114 puede estar cargado por resorte de manera que, por ejemplo, el detector de radiación gamma o el blindaje lateral esté dispuesto inicialmente en una primera posición en la que el detector de radiación gamma tiene un primer campo de visión (por ejemplo, un FOV amplio) y, al accionar el mecanismo cargado por resorte, el detector de radiación gamma o el blindaje lateral 114 se mueve desde la primera posición a una segunda posición en la que el detector de radiación gamma tiene un segundo campo de visión (por ejemplo, un FOV estrecho).

Como otro ejemplo, el mecanismo puede ser una rosca de tornillo. Por ejemplo, la carcasa puede constar de dos secciones, una de las cuales puede girar mecánicamente con respecto al agarre. Una rosca de tornillo interna entre la carcasa rotatoria y el blindaje lateral trasladaría esta rotación en un movimiento hacia adelante o hacia atrás del blindaje 114. De nuevo, cabe prever que esto se pueda realizar con una segunda herramienta quirúrgica y que se definan dos o más posiciones estables. Para facilitar la rotación se pueden incluir elementos de agarre en la carcasa (por ejemplo, dos texturas planas).

Todas las realizaciones descritas en este documento permiten a un usuario ubicar una fuente de radiación en una cavidad de forma rápida y eficiente. Algunas realizaciones lo hacen mediante el uso de detectores adicionales, mientras que otras lo hacen mediante un blindaje mejorado contra la radiación de fondo. Sin embargo, las realizaciones descritas en este documento se pueden combinar de cualquier forma adecuada.

Debido al límite fijo del diámetro exterior del cabezal de la sonda laparoscópica 102 para su paso a través de un trocar, para el blindaje contra la radiación estática existe un equilibrio entre el rechazo lateral y la sensibilidad, ya que la profundidad/grosor del blindaje lateral limita el tamaño del detector de radiación gamma, por ejemplo, el tamaño de un centelleador. Los inventores han reconocido que para obtener una buena señal es beneficioso tener una tasa de rechazo >1000 y así, por ejemplo, si un trocar tiene un diámetro de 12 mm, para un blindaje de radiación de 6 mm se puede utilizar un centelleador de tan solo 3 mm de radio.

La figura 3A muestra una sonda laparoscópica 300 de acuerdo con otra realización. En la realización mostrada en la figura 3A, existen dos detectores de radiación gamma. En particular, la sonda laparoscópica 300 comprende un primer detector de radiación gamma, el primer detector de radiación gamma que comprende un primer centelleador 110A y un primer fotodetector 112A para detectar la luz centelleada del primer centelleador 110A. La sonda laparoscópica 300 comprende además un segundo detector gamma, el segundo detector gamma que comprende un segundo centelleador 110B y un segundo fotodetector 112B. El segundo detector gamma se ubica delante del primer detector gamma (es decir, el segundo detector de radiación gamma está ubicado entre el primer detector de radiación gamma y la abertura de detección).

Al proporcionar múltiples detectores de radiación gamma, las señales de ambos detectores de radiación gamma se pueden procesar para extraer más información de la que es posible determinar para un único detector de radiación gamma. Por ejemplo, es posible determinar información direccional adicional que facilita la localización de la fuente de radiación. Por lo tanto, un sistema de detección dual de este tipo que utiliza un detector de radiación gamma frontal y un detector de radiación gamma posterior permite la colimación activa y puede proporcionar un buen compromiso entre la versatilidad y la complejidad de la sonda laparoscópica 300.

Una ventaja clave del uso de dos elementos de detección es que la resolución energética se mejora gracias a la reducción de la relación de aspecto de los elementos sensores. Esto permite una exclusión más robusta de los electrones Compton del fotopico.

Los dos elementos pueden utilizarse para detectar de forma coincidente y mejorar la especificidad y la colimación. Esto requiere una sincronización temporal sofisticada y reduce la sensibilidad. En su lugar, la señal promediada en el tiempo de ambos elementos puede combinarse mediante suma o diferencia. Los modos varían de escala con la distancia y el ángulo. Dado que los recuentos de suma o diferencia son una forma de posprocesamiento, es posible utilizarlos simultáneamente y combinar la información para estimar la profundidad de una fuente bien localizada.

La figura 3B muestra un gráfico polar (izquierda) y un gráfico logarítmico polar (derecha) del campo de visión angular para una sonda laparoscópica 300 que tiene dos detectores de radiación gamma cuando las señales de ambos detectores de radiación gamma se combinan mediante suma. En particular, los detectores de radiación tienen un tamaño combinado similar al del detector de radiación gamma único descrito anteriormente en relación con la figura 2A. Como se muestra en la figura 3B, la dependencia angular del campo de visión de la sonda laparoscópica no se modifica con respecto al diseño de elemento único mostrado en la figura 2B, manteniendo la ventaja de una mayor resolución energética. El gráfico polar logarítmico se proporciona para su comparación con otras modalidades descritas en este documento.

El experto en la técnica comprenderá que los detectores de radiación gamma primero y segundo pueden tener el mismo o diferente tamaño. El primer y el segundo centelleador pueden ser iguales o diferentes.

Si, en cambio, se calcula la diferencia entre los recuentos de ambos detectores de radiación gamma, esto también puede proporcionar varios beneficios. En particular, se obtiene una sensibilidad más uniforme en todo el campo de visión de la sonda laparoscópica 300. La figura 3C muestra un gráfico polar (izquierda) del campo de visión de una sonda laparoscópica 300, en el que se analiza la diferencia en los recuentos de los detectores de radiación gamma.

La figura 3C también muestra un gráfico polar logarítmico (derecha). Como se muestra en el gráfico polar logarítmico de la figura 3C al compararlo con el de la figura 3B, si se analiza la diferencia entre los dos detectores de radiación gamma, se observa una mejora de 10 veces en comparación con la combinación aditiva de los recuentos. Esto se debe al hecho de que el ruido de la radiación gamma que atraviesa con éxito el blindaje lateral 114 contra la radiación se descarta en gran medida.

La figura 4A muestra una sonda laparoscópica atada 400 de acuerdo con otra realización. El experto apreciará que la realización mostrada en la figura 4A se pueda combinar con cada una/cualquiera de las otras realizaciones descritas en este documento.

La sonda laparoscópica atada 400 comprende, como antes, un detector de radiación gamma que comprende un centelleador 110 y un fotodetector 112, y un blindaje contra la radiación para definir una abertura de detección. Sin embargo, en la realización mostrada en la figura 4A, el blindaje posterior consta de dos capas de blindaje, 116A y 116B. La primera capa de blindaje se extiende hacia el interior desde un primer lado de la carcasa 106; la segunda capa de blindaje se extiende hacia el interior desde un segundo lado de la carcasa 106. Las dos capas 116A y 116B definen juntas un trayecto tortuoso entre el detector de radiación gamma y la circuitería 118, a través de la cual se pueden comunicar las señales de detección mediante un alambre (ilustrado por la línea discontinua en la figura).

La primera capa de blindaje 116A, que se extiende hacia adentro desde un primer lado de la carcasa 106, está desplazada con respecto a la segunda capa de blindaje 116B, que se extiende hacia adentro desde un segundo lado de la carcasa 106. Las dos capas desplazadas, 116A y 116B, que se extienden desde lados opuestos de la carcasa 106, definen un trayecto tortuoso a través del cual un alambre conecta el detector de radiación gamma y la circuitería 118. El alambre mostrado en la figura 4A sigue un trayecto alrededor de la capa de blindaje 116B, que se adapta a la forma del blindaje 116B, hasta una brecha formada por las dos capas desplazadas de blindaje 116A y 116B, y luego sigue un trayecto alrededor de la capa de blindaje 116A, que se adapta a la forma del blindaje 116A, hasta la circuitería 118.

El experto en la técnica comprenderá que, si bien en la figura 4A se ha descrito un trayecto tortuoso mediante dos capas distintas de blindaje 116A y 116B, este trayecto tortuoso puede estar formado alternativamente por una sola capa compuesta de blindaje posterior. Naturalmente, también se pueden utilizar capas de blindaje adicionales. El trayecto tortuoso de la figura 4A garantiza que siempre haya al menos una capa de blindaje entre la parte posterior del cabezal de la sonda y el detector de radiación.

La figura 4B muestra otra configuración de las capas de blindaje para proporcionar un trayecto tortuoso. La sonda laparoscópica atada 400 comprende, como anteriormente, un detector de radiación gamma que comprende un centelleador 110 y un fotodetector 112 y un blindaje contra la radiación para definir una abertura de detección. Sin embargo, en la realización mostrada en la figura 4B, la primera capa de blindaje y la segunda capa de blindaje definen un trayecto tortuoso entre el detector de radiación gamma y la circuitería 118, de modo que un alambre (ilustrado por la línea discontinua en la figura) entra en la brecha entre las dos capas de blindaje 116A y 116B en un ángulo con respecto a un eje longitudinal a través de la sonda y luego sigue un trayecto alrededor de la capa de blindaje 116B, adaptándose a la forma del blindaje 116B, luego entra en la brecha entre las dos capas de blindaje 116A y 116B en un ángulo con respecto a un eje longitudinal a través de la sonda y luego sigue un trayecto alrededor de la capa de blindaje 116A, adaptándose a la forma del blindaje 116A, hasta la circuitería 118. El ángulo con respecto al eje longitudinal puede ser de 10 grados. El ángulo con respecto al eje longitudinal puede ser de 15 grados. El ángulo con respecto al eje longitudinal puede ser de 20 grados. El ángulo con respecto al eje longitudinal puede ser de 25 grados. El ángulo con respecto al eje longitudinal puede ser de 30 grados.

El experto en la técnica comprenderá que, si bien en la figura 4B se ha descrito un trayecto tortuoso con dos capas distintas de blindaje 116A y 116B, este trayecto tortuoso puede estar formado alternativamente por una sola capa compuesta de blindaje posterior. Naturalmente, también se pueden utilizar capas de blindaje adicionales. Ventajosamente, al proporcionar un trayecto tortuoso en forma de un trayecto sustancialmente recto desviado de un eje longitudinal, en todos los puntos a lo largo del trayecto, hay sustancialmente la misma cantidad de blindaje contra la radiación entre la parte posterior del cabezal de la sonda y el detector de radiación.

En las realizaciones descritas previamente, se mostró que el alambre entre el fotodetector 112 y la circuitería 118 atraviesa una pequeña perforación en el blindaje posterior. Sin embargo, al proporcionar una perforación tan pequeña existe la posibilidad de que la radiación gamma pueda penetrar a través de la brecha resultante en el blindaje para ser detectada por el detector de radiación gamma. Al proporcionar un trayecto tortuoso o sinuoso en la sonda laparoscópica 400, no existe una línea de visión directa entre la circuitería 118 y el detector de radiación gamma, por lo que la radiación gamma pueda pasar sin obstáculos y contribuir a detecciones ruidosas. De esta manera, este trayecto tortuoso permite al usuario determinar mejor la ubicación de una fuente de radiación al reducir las señales ruidosas a través de la parte posterior del cabezal de la sonda 102.

El experto en la técnica comprenderá que, si bien en las figuras 4A y 4B se muestran dos capas de blindaje posteriores 116A y 116B, puede haber capas de blindaje adicionales. Estas capas de blindaje pueden proporcionarse en cualquier configuración para proporcionar un trayecto tortuoso.

La figura 5A muestra una sonda laparoscópica atada 500 de acuerdo con otra realización. El cabezal de la sonda 102 comprende un mecanismo para, durante su uso, facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad. En particular, para la sonda 500, el mecanismo comprende un blindaje contra la radiación desplegable 502. En la figura 5A, el blindaje contra la radiación desplegable 502 se muestra en su configuración desplegada (ensamblada), por lo que el blindaje desplegable 502 está dispuesto para impedir que la radiación atraviese el lateral del cabezal de la sonda 102. El blindaje contra la radiación desplegable 502 comprende láminas rígidas y plegables. El blindaje desplegable 502 puede estar formado de cualquier material adecuado. Por ejemplo, el blindaje contra la radiación desplegable 502 puede estar compuesto de tantalio. El blindaje contra la radiación desplegable 502 puede estar compuesto de tungsteno (con un recubrimiento biocompatible aplicado).

La figura 5B muestra la sonda laparoscópica atada 500 con el blindaje desplegable 502 en una configuración no desplegada (sin ensamblar), en donde el blindaje 502 está dispuesto de manera que el cabezal de la sonda se pueda insertar a través del trocar. Como se puede observar en las figuras 5A y 5B, el blindaje desplegable 502 consiste en una lámina rígida, cada lámina plegable alrededor de un pivote.

Durante su uso, la sonda laparoscópica 500 puede configurarse de tal manera que el blindaje desplegable 502 se encuentre en su configuración no desplegada para pasar a través de un trocar. Una vez dentro de la cavidad, el blindaje 502 puede configurarse en su configuración desplegada/ensamblada, donde el diámetro del cabezal de la sonda puede ser mayor que el del trocar. Al desplegar el blindaje 502 dentro de la cavidad, se evita la restricción del tamaño del cabezal de la sonda causada por el trocar y se proporciona una capa más gruesa de blindaje contra la radiación para reducir el ruido. Al reducir el ruido causado por la radiación que atraviesa el lateral del cabezal de la sonda, el usuario puede ubicar mejor la fuente de radiación dentro de la cavidad.

El blindaje desplegable 502 puede ensamblarse y/o desensamblarse mediante la manipulación con herramientas quirúrgicas dentro de la cavidad. Opcionalmente, se pueden incluir accesorios de enganche para permitir que el blindaje desplegable 502 se mantenga firmemente en la configuración desplegada, en la configuración no desplegada o en cualquier otra configuración intermedia.

Las láminas rígidas del blindaje desplegable 502 pueden acoplarse mecánicamente entre sí o pueden desacoplarse entre sí. Aunque en las figuras 5A y 5B se muestran dos partes, el experto en la técnica comprenderá que el blindaje desplegable 502 puede comprender cualquier número de capas. Se puede unir un cable a una o más partes del blindaje desplegable 502 para comunicaciones y/o transferencia de potencia.

Las figuras 6A y 6B muestran una sonda laparoscópica 600 de acuerdo con otra realización que también presenta un blindaje contra la radiación desplegable. La figura 6A muestra el blindaje desplegable 602 en una configuración no desplegada para pasar el cabezal de la sonda 102 a través de un trocar, y la figura 6B muestra el blindaje desplegable en una configuración desplegada.

El blindaje desplegable 602 comprende un blindaje flexible fabricado con una superficie exterior deformable y un material de relleno denso, tales como perlas o polvo de tungsteno. La transición entre las configuraciones desplegada y no desplegada es reversible y puede accionarse mediante el movimiento de un elemento de empuje o tracción con respecto a una superficie de referencia.

La configuración desplegada que se muestra en la figura 6B proporciona una isotropía mejorada en comparación con el blindaje plano mostrado en la figura 5A, por lo que la sonda 600 es menos sensible a la direccionalidad de las fuentes de fondo fuera del campo de visión del extremo del detector.

La figura 7 es un diagrama de bloques de un dispositivo informático 700, tal como puede usarse para recibir señales desde una sonda laparoscópica atada, tal como las sondas laparoscópicas atadas 100, 200, 300, 400, 500 y 600 descritas en este documento. Se pueden utilizar otras arquitecturas distintas a la mostrada en la figura 7, como comprenderá el experto en la técnica. En algunas realizaciones, el dispositivo informático 700 puede estar alejado de la sonda laparoscópica. En algunas realizaciones, el dispositivo informático puede comprender un sistema informático, que puede ser un sistema informático distribuido.

- Con referencia a la figura, el dispositivo informático/controlador 700 incluye un número de interfaces de usuario que incluyen medios de visualización tales como un visualizador 710 y un dispositivo de entrada de usuario virtual o dedicado 712. El dispositivo informático 700 incluye un procesador 714, una memoria 716 y un sistema de potencia 718. El dispositivo informático 700 comprende un módulo de comunicaciones 720 para enviar y recibir comunicaciones entre el procesador 714 y sistemas remotos. Por ejemplo, el módulo de comunicaciones 720 puede utilizarse para enviar y recibir comunicaciones a través de una red tal como internet. El módulo de comunicaciones 720 puede recibir comunicaciones de una sonda laparoscópica.
- El dispositivo informático 700 comprende un puerto 722 para recibir, por ejemplo, un medio legible por ordenador no transitorio que contiene instrucciones que serán procesadas por el procesador 714.
- El procesador 714 está configurado para recibir datos, acceder a la memoria 716 y actuar según las instrucciones recibidas de dicha memoria, del módulo de comunicaciones 720 o del dispositivo de entrada de usuario 712. El procesador 714 puede configurarse para recibir una señal de detección del detector de radiación gamma de la sonda laparoscópica atada a través de la circuitería 118.
- El experto en la técnica apreciará que uno o más componentes del dispositivo informático 700 pueden integrarse con la sonda laparoscópica. El dispositivo informático 700 puede estar completamente integrado con la sonda. El dispositivo informático 700 puede estar separado de la sonda.
- Se prevén variaciones de las realizaciones descritas, por ejemplo, las características de todas las realizaciones pueden combinarse de cualquier manera.
- Un anclaje como se describe en este documento puede ser cualquier conexión adecuada que, en uso, pueda usarse para acoplar un cabezal de la sonda laparoscópica dentro de la cavidad, a través del trocar, al mundo exterior y puede usarse, por ejemplo, para retirar el cabezal de la sonda de la cavidad y garantizar que el cabezal de la sonda no esté mal colocado dentro de la cavidad. El anclaje puede adoptar cualquier forma adecuada, por ejemplo, el anclaje puede consistir en una cinta o un cable.
- Se prevé que la expresión "sujeto", tal como utiliza en este documento, pueda referirse a cualquier sujeto adecuado. Por ejemplo, el sujeto puede ser un ser humano o un animal. Una cavidad del sujeto puede comprender, por ejemplo, una cavidad abdominal del sujeto.
- A lo largo de la descripción y las reivindicaciones de esta especificación, las expresiones "comprenden" y "contienen" y sus variaciones significan "incluido, entre otros", y no pretenden (ni excluyen) excluir otros restos, aditivos, componentes, números enteros o pasos. A lo largo de la descripción y las reivindicaciones de esta especificación, el singular abarca el plural a menos que el contexto requiera lo contrario. En particular, cuando se utiliza el artículo indefinido, se debe entender que la especificación contempla tanto la pluralidad como la singularidad, a menos que el contexto requiera lo contrario.
- Se debe entender que los rasgos, números enteros, características, compuestos, restos químicos o grupos descritos junto con un aspecto, realización o ejemplo particular de la invención son aplicables a cualquier otro aspecto, realización o ejemplo descrito en este documento a menos que sea incompatible con el mismo. Todas las características divulgadas en esta especificación (incluidas las reivindicaciones, el resumen y los dibujos adjuntos) y/o todos los pasos de cualquier método o proceso así divulgado se pueden combinar en cualquier combinación, excepto combinaciones en las que al menos algunas de dichas características y/o pasos sean mutuamente excluyentes. La invención no se limita a los detalles de las realizaciones anteriores, sino que se considera delimitada por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Una sonda laparoscópica atada para su despliegue a través de un trocar en una cavidad de un sujeto para detectar la radiación gamma de un radiofármaco administrado al sujeto, la sonda laparoscópica que comprende:
 - 5 un cabezal de la sonda (102) conformado para su inserción a través del trocar y configurado para moverse libremente dentro de la cavidad, el cabezal de la sonda que comprende:

una carcasa alargada que comprende un blindaje contra la radiación para inhibir que la radiación gamma pase a través del cabezal de la sonda, teniendo el blindaje contra la radiación una abertura de detección para admitir la radiación gamma;
 - 10 un detector de radiación gamma dispuesto dentro de la carcasa, estando el detector de radiación gamma configurado para detectar radiación gamma a través de la abertura de detección de la carcasa; y
 - medios para, en uso, facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad; y
 - 15 un anclaje (104) acoplado al cabezal de la sonda y para, en uso, atar el cabezal de la sonda a través del trocar, en donde el anclaje comprende un cable para comunicar una señal desde el detector de radiación gamma desde el cabezal y en donde el medio para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprende un trayecto tortuoso para una conexión eléctrica a través del blindaje contra la radiación al cable.
- 20 2. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el trayecto tortuoso para una conexión eléctrica a través del blindaje contra la radiación hasta el cable forma un ángulo con respecto a un eje longitudinal a través de la sonda laparoscópica atada.
3. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el detector de radiación gamma comprende:
 - un centelleador (110) configurado para centellear, en uso, en respuesta a la radiación gamma recibida; y
 - 25 un fotodetector (112) para detectar la luz centelleante del centelleador.
4. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el fotodetector comprende un fotomultiplicador de silicio, SiPM, o un fotodiodo de avalancha, APD.
5. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en donde el centelleador comprende yoduro de cesio activado con talio, CsI:TI.
- 30 6. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en donde el blindaje contra la radiación tiene un grosor, y el centelleador tiene un radio, y en donde el grosor del blindaje contra la radiación y el radio del centelleador es tal que, en uso, la relación entre la radiación gamma que penetra a través del blindaje contra la radiación del cabezal de la sonda que es detectada por los medios de detección de gamma a la radiación gamma incidente sobre el blindaje contra la radiación es menor o igual a 1:1000.
- 35 7. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el detector de radiación gamma comprende un detector de radiación gamma semiconductor.
8. Sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el medio para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprende:
 - un detector de radiación beta dispuesto dentro de la carcasa, entre la abertura de detección y el detector de radiación gamma, y configurado para detectar la radiación beta a través de la abertura de detección del blindaje contra la radiación.
 - 40 9. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 8, en donde el detector de radiación beta comprende:
 - un centelleador configurado para centellear, en uso, en respuesta a la radiación beta recibida; y
 - 45 un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador.
 10. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9, en donde la sonda laparoscópica está dispuesta para comunicar una señal compuesta, siendo la señal compuesta representativa de detecciones de radiación beta y detecciones de radiación gamma.

- 5 11. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9, en donde la sonda laparoscópica se puede conmutar entre un primer modo, en el que el cabezal de la sonda está configurado para comunicar una primera señal representativa de una detección de radiación gamma, y un segundo modo, en el que el cabezal de la sonda está configurado para comunicar una segunda señal representativa de una detección de radiación beta.
12. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprenden:
un mecanismo para mover el detector gamma con respecto al blindaje contra la radiación para ajustar el campo de visión del detector gamma a través de la abertura.
- 10 13. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el detector de radiación gamma comprende:
un primer centelleador configurado para centellear, en uso, en respuesta a la radiación gamma recibida; y
un fotodetector para detectar la luz centelleante del centelleador; y
en donde el medio para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprende:
- 15 un segundo centelleador configurado para centellear, en uso, en respuesta a la radiación gamma recibida, el segundo centelleador dispuesto entre el primer centelleador y la abertura de detección del blindaje contra la radiación.
- 20 14. Una sonda laparoscópica atada de acuerdo con la reivindicación 13, en donde los medios para facilitar la localización de una fuente de radiación del radiofármaco dentro de la cavidad comprenden además:
un segundo fotodetector para detectar la luz centelleante procedente del segundo centelleador, estando dispuesto el segundo fotodetector entre el primer centelleador y el segundo centelleador.
- 25 15. Un método para producir una sonda laparoscópica atada de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la sonda laparoscópica atada se despliega a través de un trocar en la cavidad de un sujeto, el método que comprende:
seleccionar un grosor de blindaje contra la radiación y un radio de centelleador, con base en un diámetro conocido de un trocar y propiedades de radiación conocidas de un radiofármaco cuando se administra al sujeto, de modo que en uso la relación de la radiación gamma que permea a través del blindaje contra la radiación que es detectada por el detector gamma a la radiación gamma incidente sobre el blindaje contra la radiación sea menor o igual a 1:1000;
- 30 proporcionar una carcasa alargada, teniendo la carcasa alargada un diámetro adecuado para su inserción a través del trocar, la carcasa que comprende un blindaje contra la radiación del grosor de blindaje contra la radiación seleccionado;
disponer, dentro de la carcasa, un detector de radiación gamma que comprende:
- 35 un centelleador (110) que tiene el radio de centelleo seleccionado, estando configurado el centelleador para centellear, en uso, en respuesta a la radiación gamma recibida; y
un fotodetector (112) para detectar la luz centelleante del centelleador (110); y
acoplar un anclaje al cabezal de la sonda.

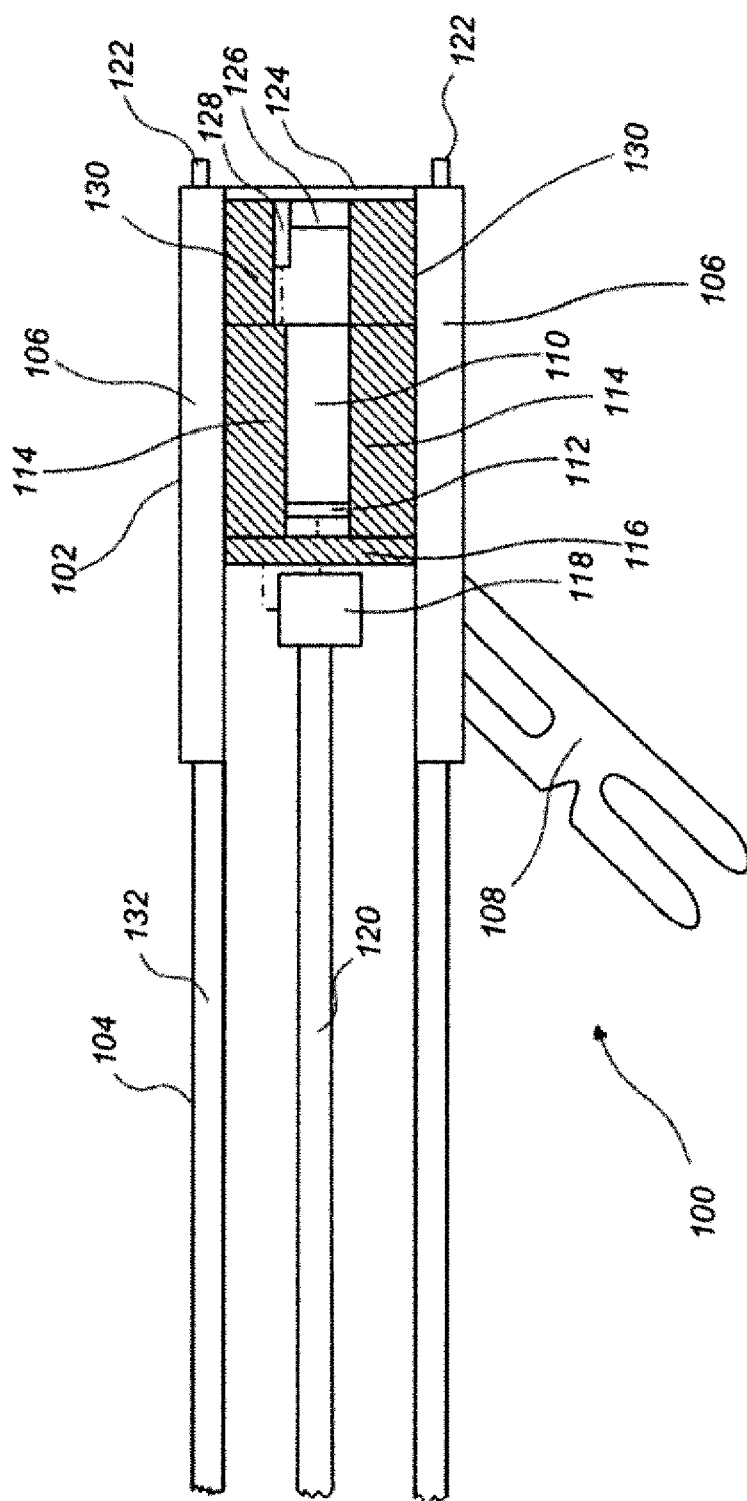


FIG. 1

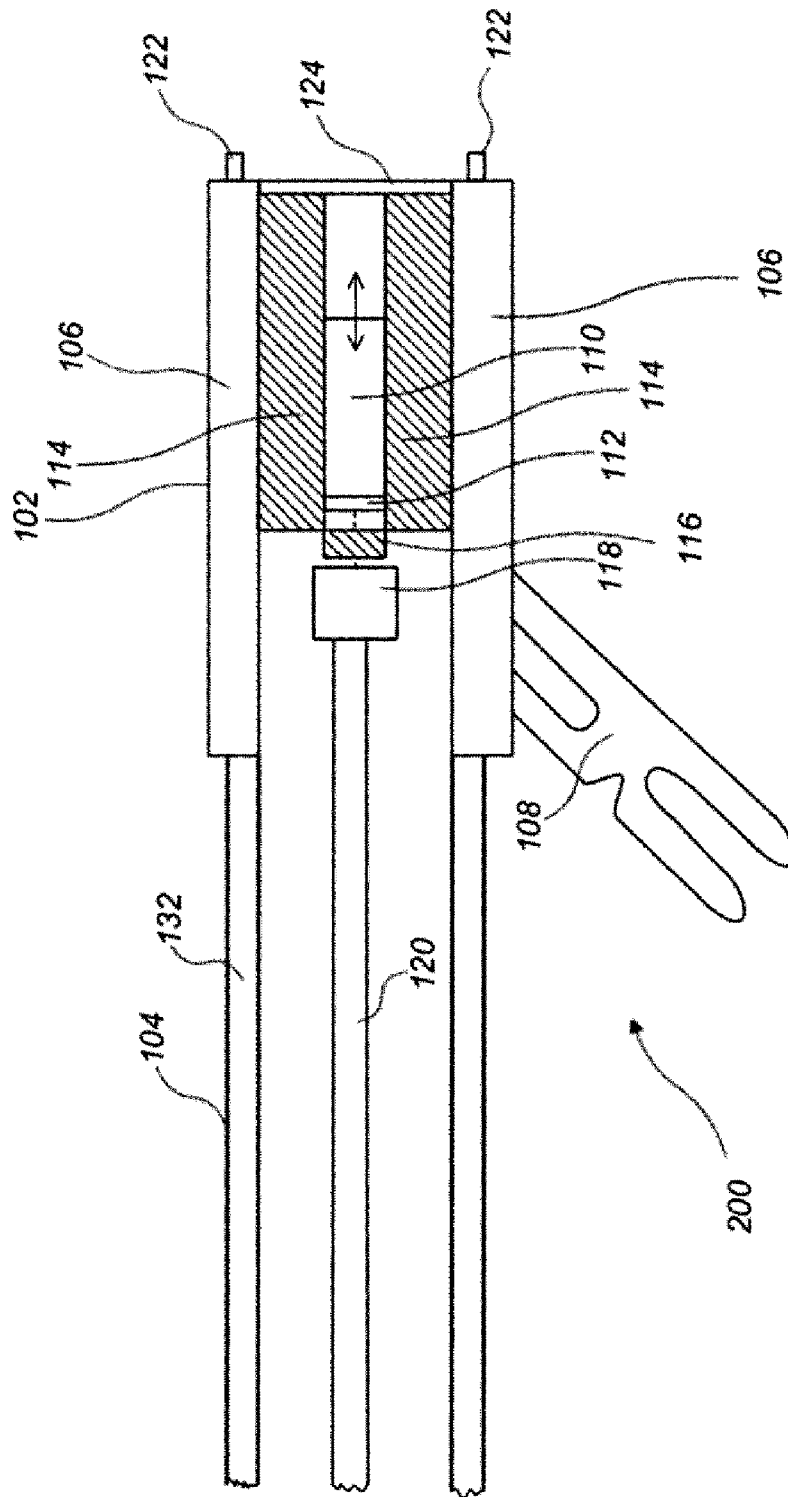


FIG. 2A

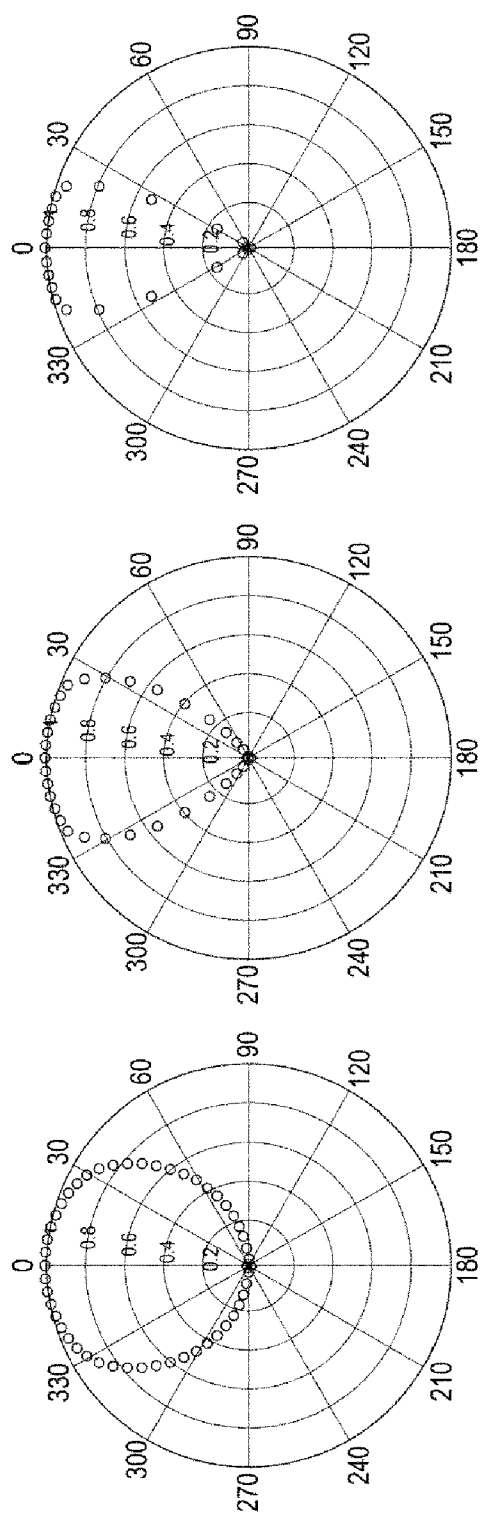


FIG. 2B

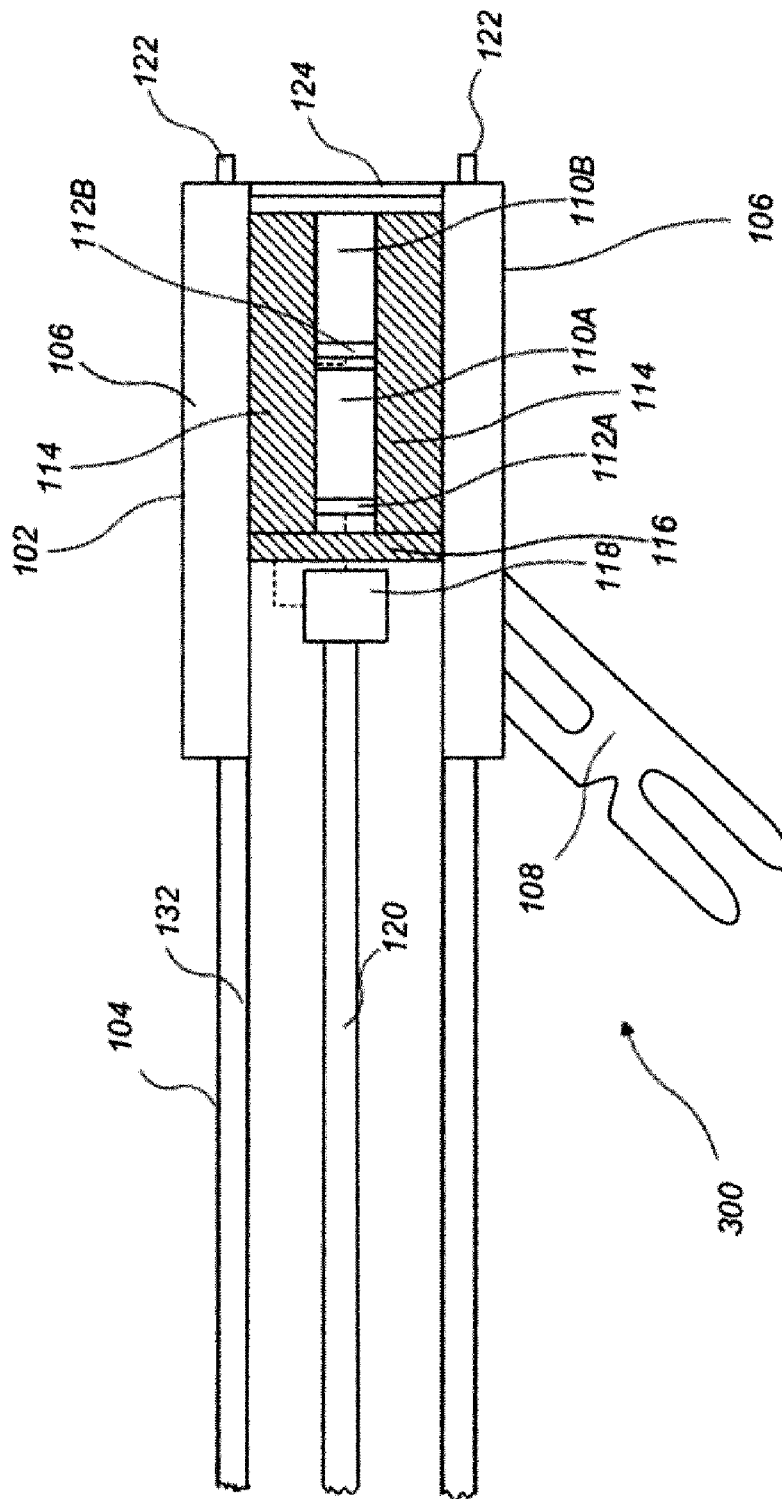


FIG. 3A

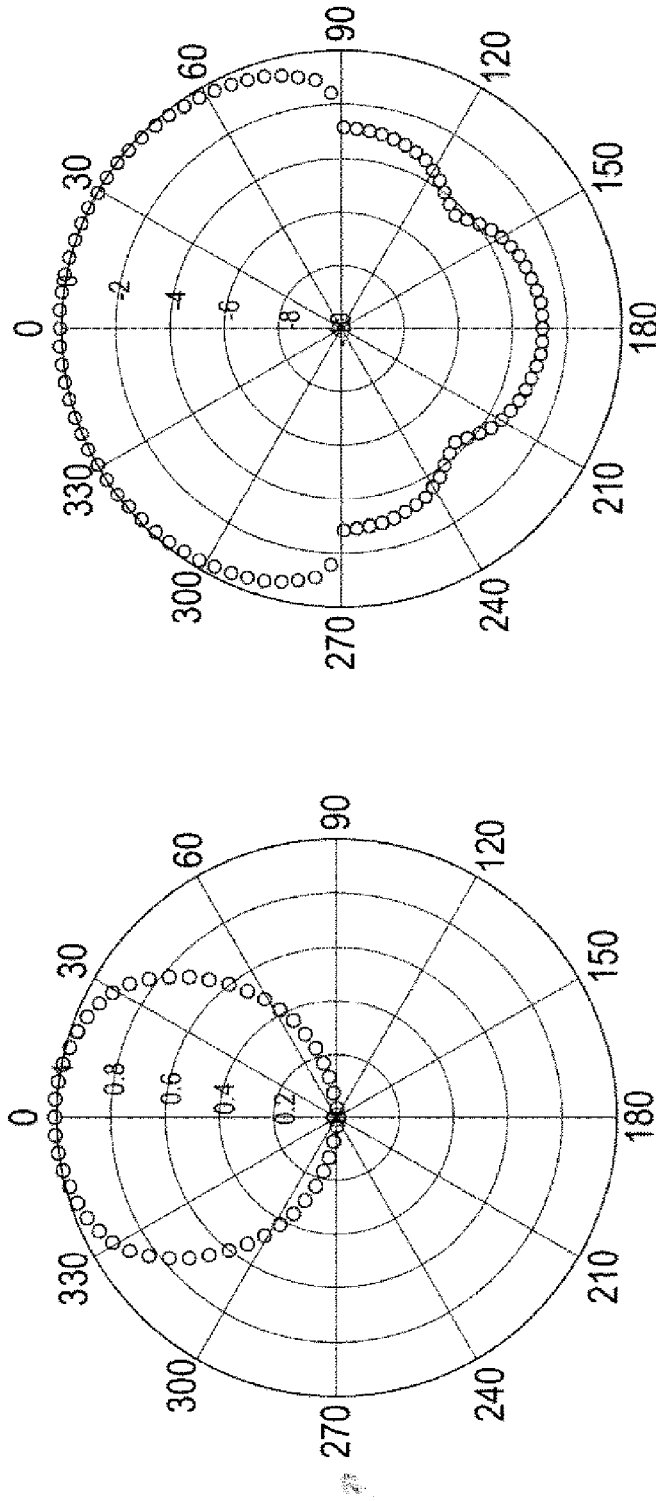


FIG. 3B

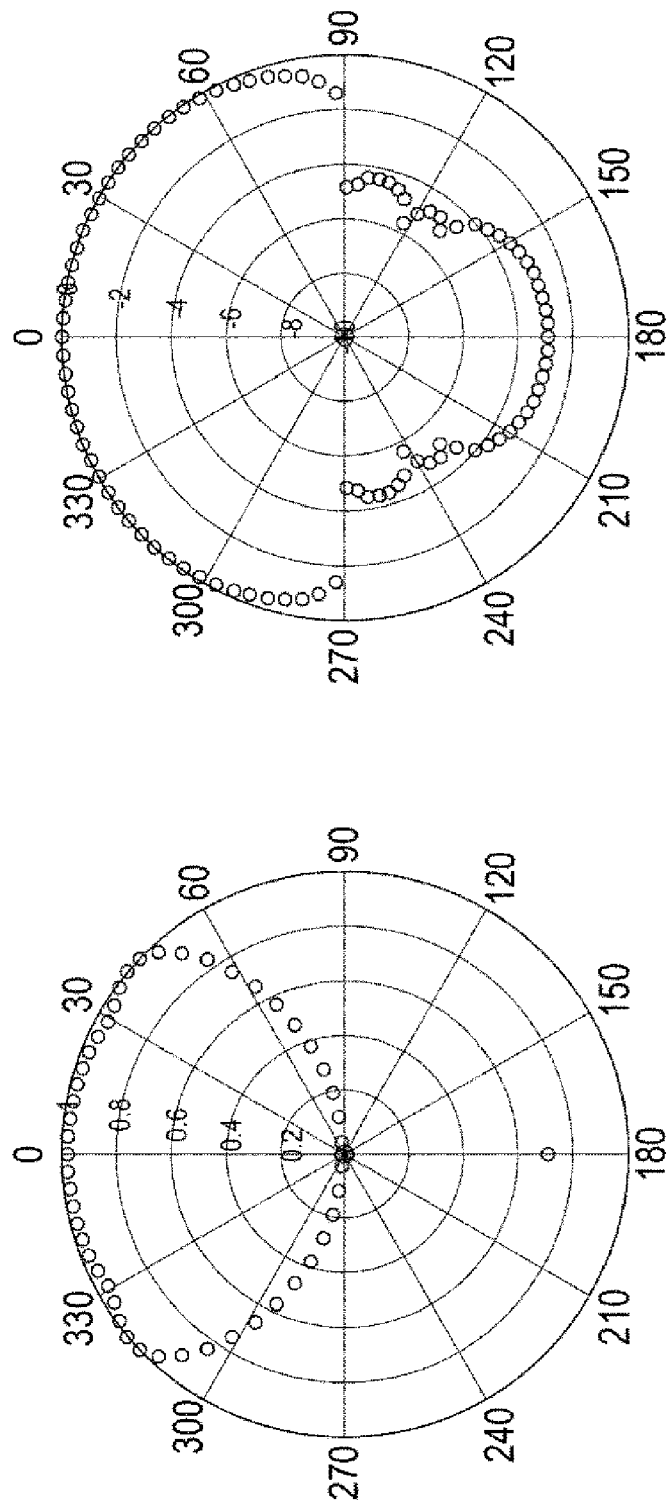


FIG. 3C

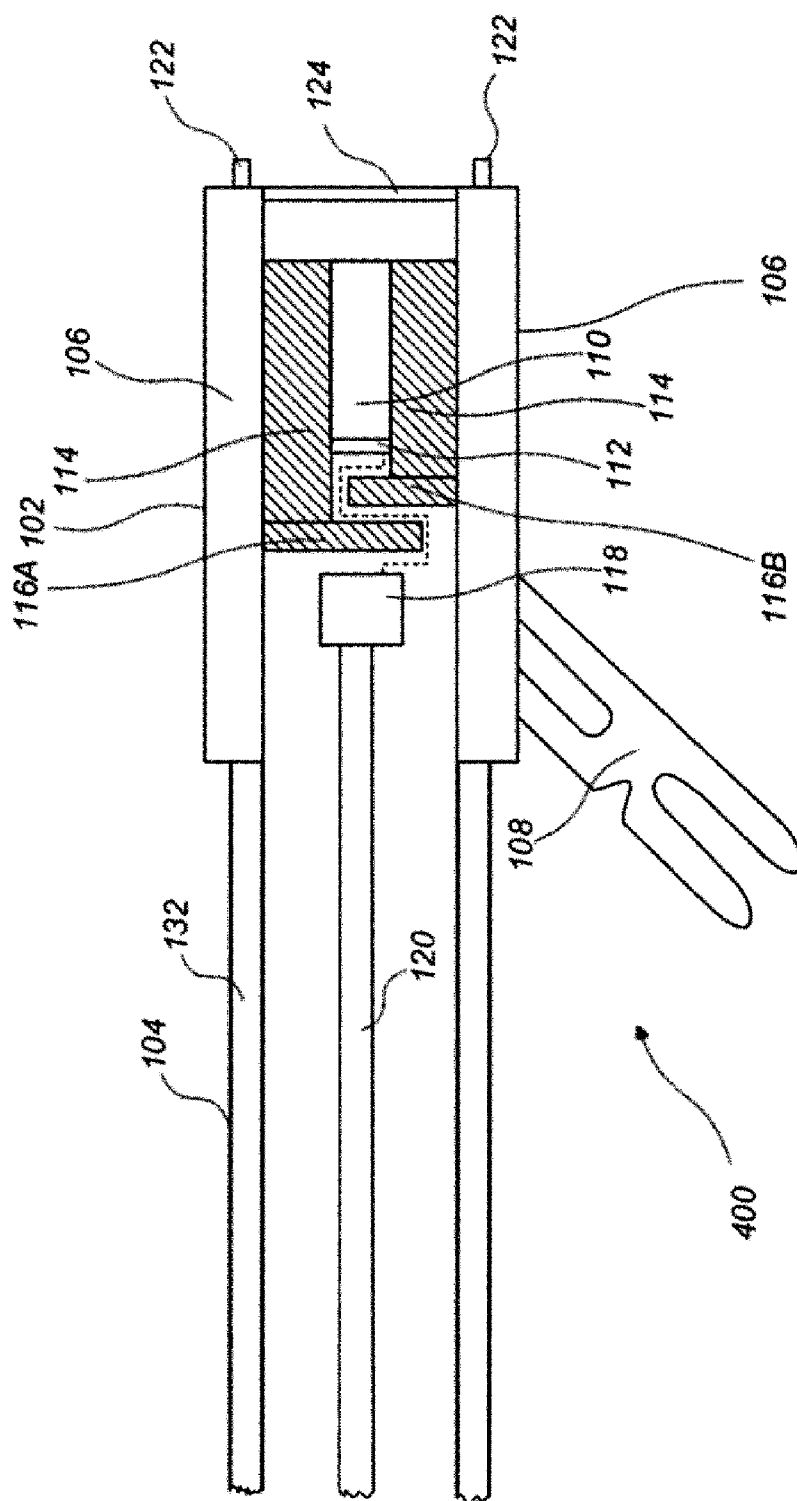


FIG. 4A

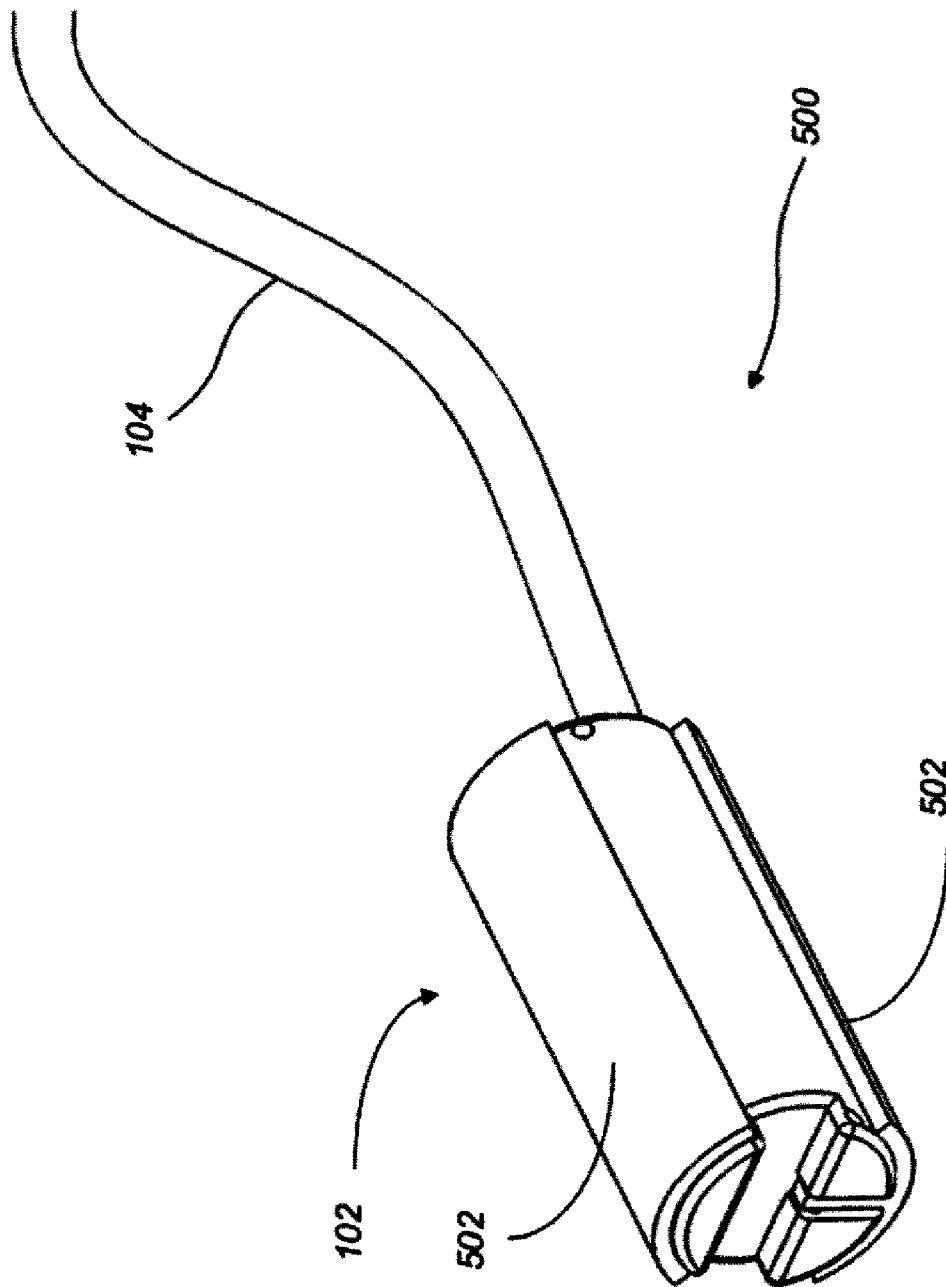


FIG. 5A

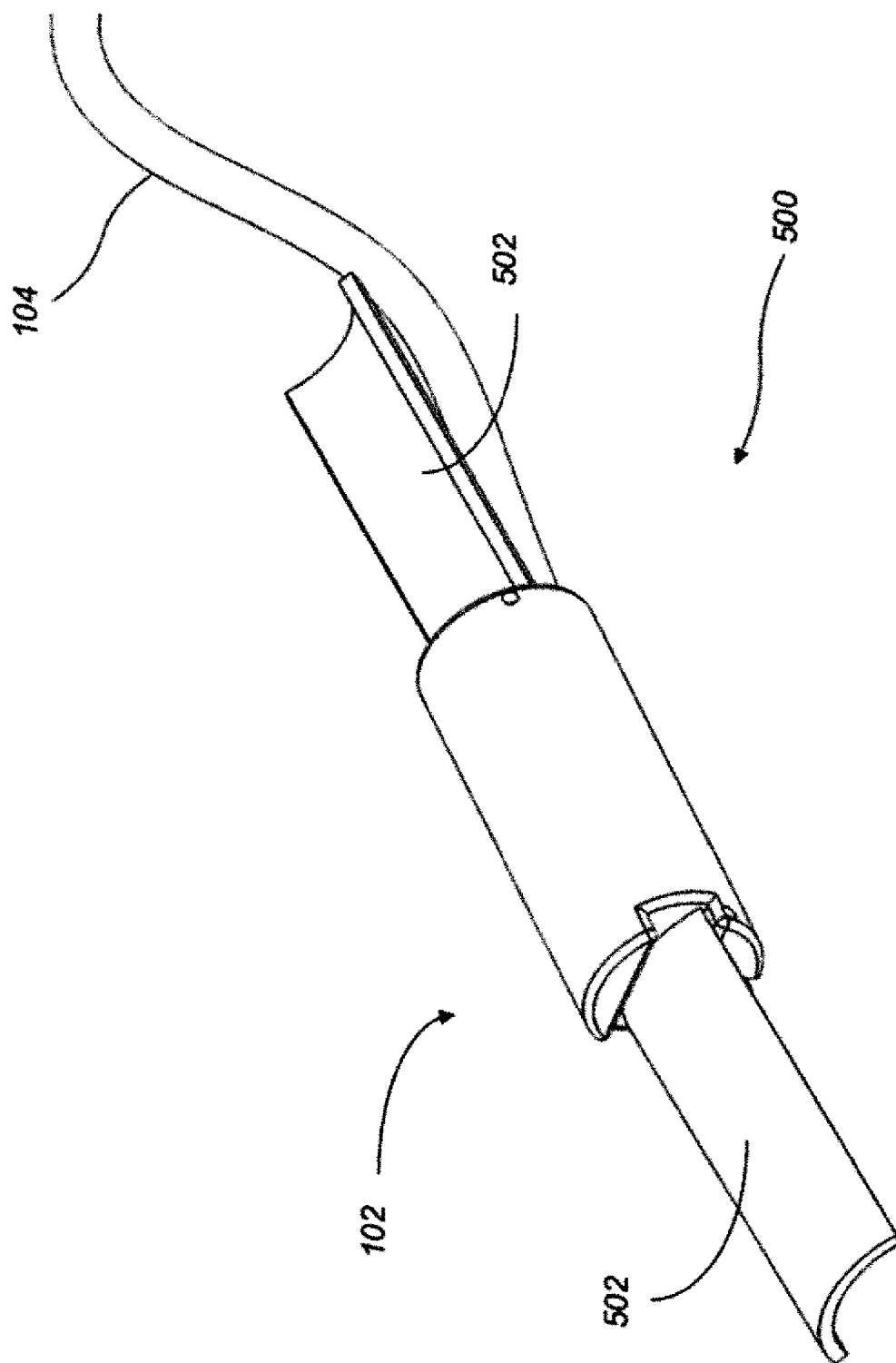


FIG. 5B

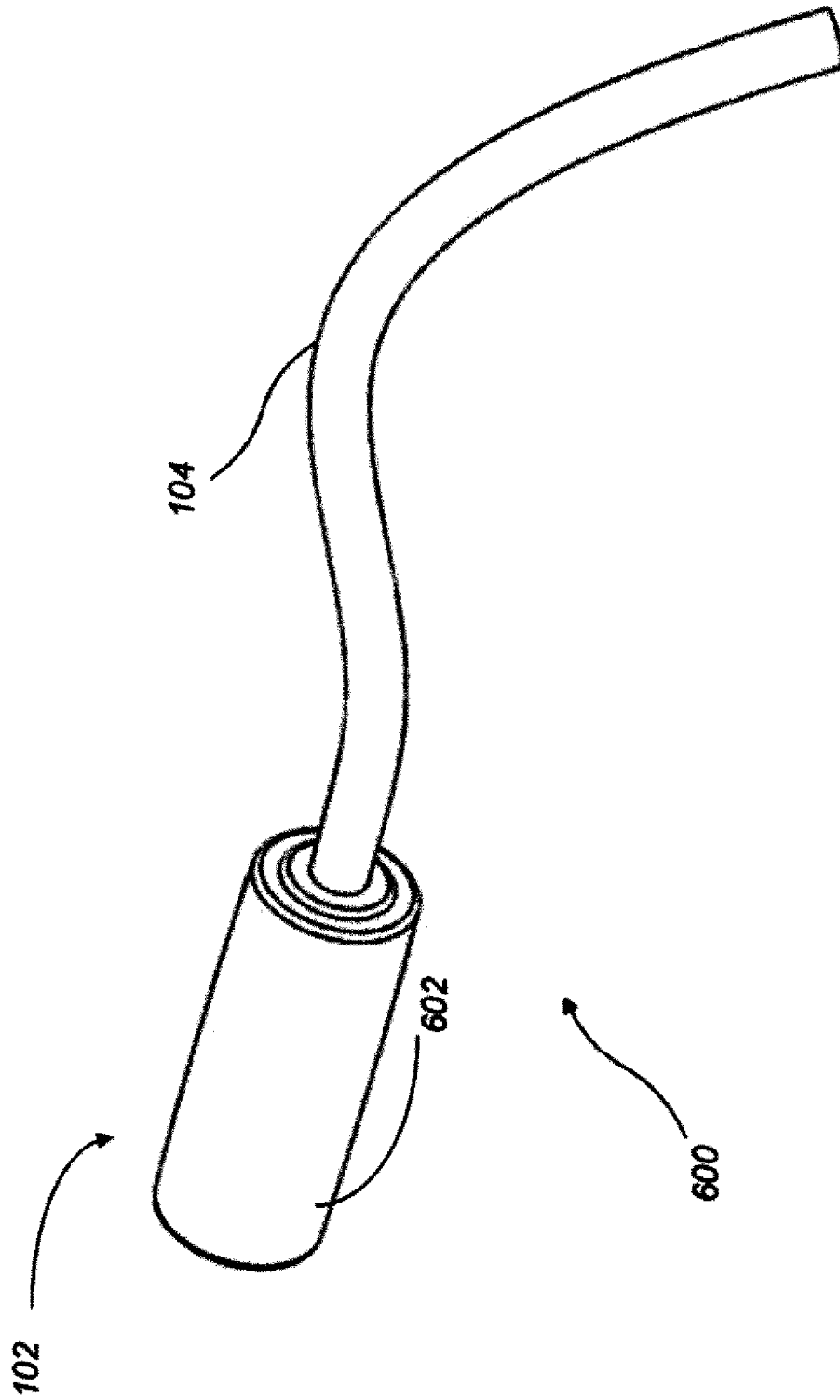


FIG. 6A

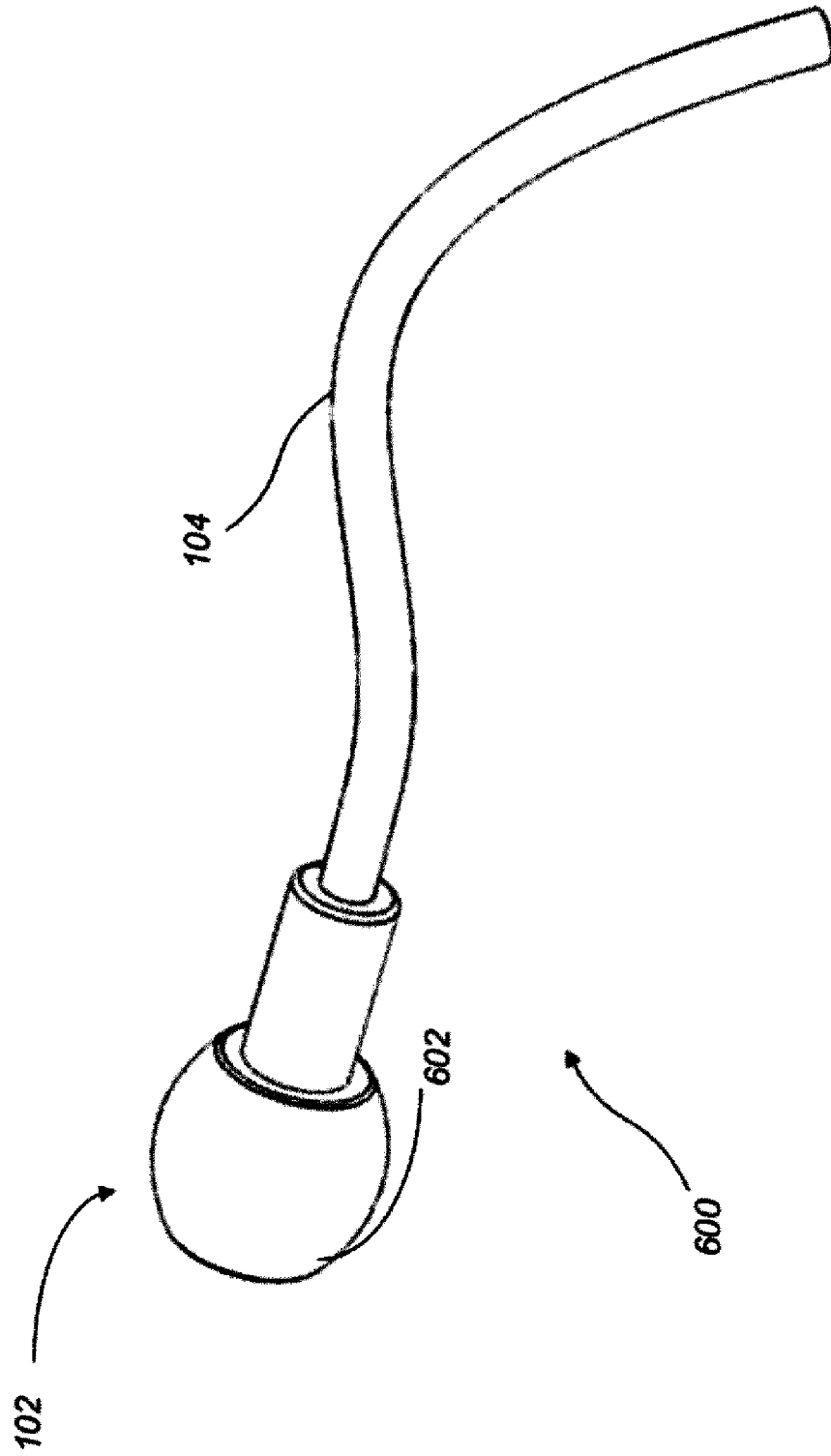


FIG. 6B

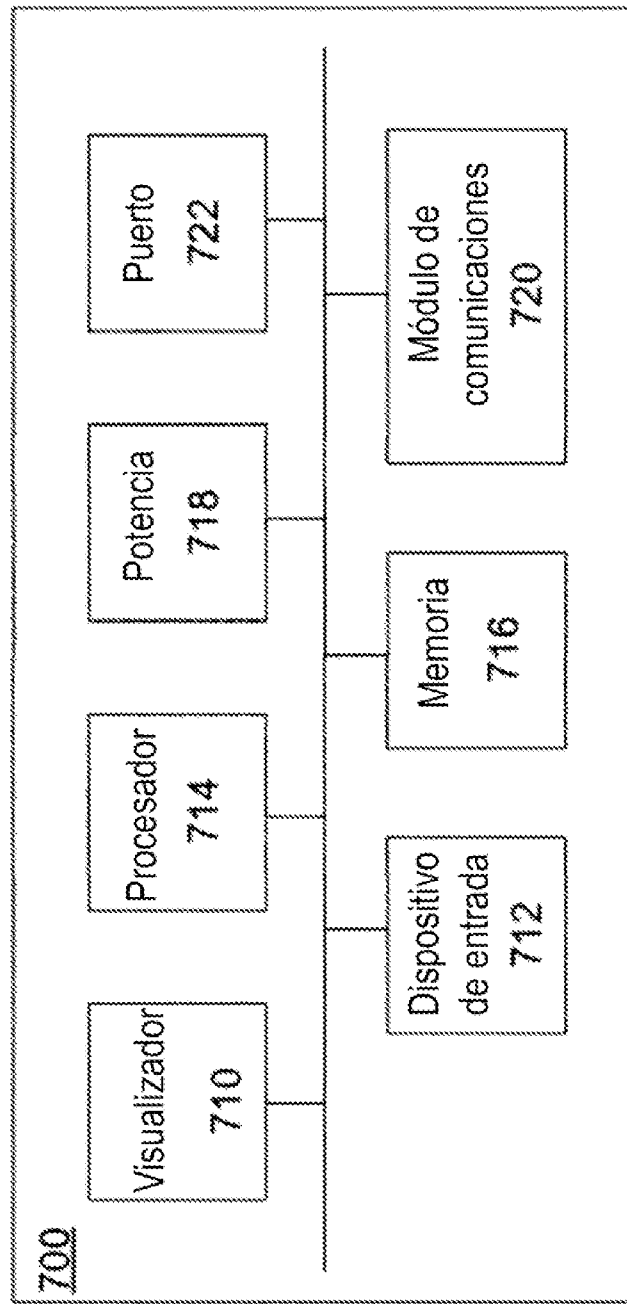


FIG. 7