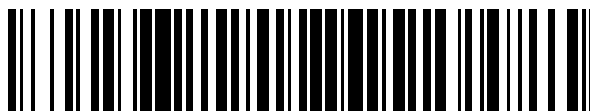


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 728 530**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 10/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.01.2014 PCT/GB2014/050147**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.07.2014 WO14114921**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.01.2014 E 14700791 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.03.2019 EP 2948041**

54 Título: **Aparato óptico para su uso con un dispositivo médico de formación de imágenes**

30 Prioridad:

24.01.2013 GB 201301280

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

25.10.2019

73 Titular/es:

**UNIVERSITY COURT OF THE UNIVERSITY OF ST ANDREWS (100.0%)
College Gate, North Street,
St Andrews, Fife KY16 9AJ, GB**

72 Inventor/es:

**DHOLAKIA, KISHAN y
ASHOK, PRAVEEN CHERIYAN**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 728 530 T3

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

DESCRIPCIÓN

Aparato óptico para su uso con un dispositivo médico de formación de imágenes

5 **Introducción**

La presente invención se refiere a un aparato óptico y un método para su uso con un dispositivo médico de formación de imágenes. En particular, la invención se refiere a un aparato para realizar una espectroscopia Raman junto con un escáner de formación de imágenes por resonancia magnética.

10

Antecedentes

Desde la aparición de la microscopía óptica se han desarrollado numerosas tecnologías para obtener información morfológica y química de los tejidos. Esta información desempeña un papel clave en el diagnóstico de las enfermedades. El desarrollo de técnicas de formación de imágenes y espectroscópicas multimodales, que combinan dos o más tecnologías, puede proporcionar información complementaria sobre los tejidos y, por lo tanto, mejorar el diagnóstico.

15

La formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) es una modalidad médica de formación de imágenes establecida, que se está usando ampliamente para visualizar estructuras corporales internas. La IRM tiene un campo no ionizante que la hace ideal para la radiología intervencionista. Sin embargo, sigue siendo difícil implementar diversos procedimientos con IRM intervencionista (IRMi), ya que debe diseñarse un equipo no ferromagnético especializado para trabajar en el fuerte campo magnético estático y dinámico del escáner IRM.

20

La espectroscopia Raman es otra herramienta poderosa, que puede usarse para obtener información bioquímica sobre los tejidos. La técnica es lo suficientemente sensible como para detectar pequeños cambios en la composición del tejido para distinguir entre un tejido normal y uno enfermo. Ha habido un desarrollo significativo en el campo de las sondas Raman de fibra, que ahora permite el análisis de tejidos *in vivo* usando sondas Raman endoscópicas.

25

La sondas Raman de fibra convencionales tienen un canal de fibra de excitación y un canal de fibra de captación de señales Raman. Estos canales se alinean conjuntamente en la punta de un cabezal de sonda. Se incluyen filtros en el cabezal de sonda para reducir la fluorescencia de la fibra. Tales filtros pueden incluir un filtro de línea para filtrar el fondo de fluorescencia de la fibra de excitación y un filtro de borde que filtra la luz dispersada de Rayleigh que entraría en el canal de captación. El conjunto de filtro en el cabezal de sonda de fibra da como resultado un cabezal de sonda relativamente grande. Además, todas las sondas de fibra disponibles en el mercado comprenden férulas metálicas para colocar elementos microópticos en el cabezal de sonda.

30

35

El documento WO2010122443 desvela un dispositivo para la intervención en un alto campo magnético que comprende un árbol alargado con una porción de punta, y un circuito LC pasivo o una pluralidad de circuitos LC pasivos colocados en la porción de punta, en el que el circuito LC está formado como un resonador inductor-condensador. Por el campo magnético de una IRM, el circuito LC se activará para oscilar. Dicha oscilación dará como resultado un campo magnético de respuesta que, a su vez, se detectará por la unidad de IRM de manera que el circuito LC y, por lo tanto, la porción de punta del dispositivo sea visible en la imagen IRM. De esta manera, se facilita el guiado del dispositivo.

40

45

El documento WO2013/001394 desvela un sistema compatible con IRM. Una pieza de inserción con fibras ópticas para la iluminación del tejido y la detección de luz se inserta en una aguja de biopsia.

Sumario de la invención

50

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, se proporciona un aparato óptico que comprende una sonda de fibra óptica no magnética desechable para acoplar luz a una muestra y recibir luz de la muestra, y una extensión óptica no magnética conectada de manera liberable a la sonda óptica no magnética desechable para transmitir luz a la sonda óptica no magnética desechable y recibir luz de la sonda óptica no magnética desechable, en el que la extensión óptica no magnética comprende:

55

- una primera fibra de extensión óptica para transmitir luz a la sonda óptica no magnética desechable;
- una segunda fibra de extensión óptica para recibir luz de la sonda óptica no magnética desechable;
- un filtro de excitación para filtrar la luz procedente de la primera fibra de extensión óptica; y
- un filtro de captación para filtrar la luz en la segunda fibra de extensión óptica.

60

La sonda óptica no magnética desechable puede no tener filtro.

Por desechable se quiere decir que la sonda está adaptada para aplicaciones de un solo uso. Después de un solo uso, la sonda está destinada a desecharse. La sonda desechable puede suministrarse en un envase sellado y estéril.

65

La sonda óptica no magnética desechable puede adaptarse para ajustarse en una aguja de biopsia no magnética. La aguja de biopsia no magnética puede proporcionarse como parte del aparato óptico.

5 La sonda óptica no magnética desechable puede comprender una primera fibra óptica para acoplar luz a la muestra y al menos una segunda fibra óptica para recibir luz de la muestra. Las fibras primera y segunda pueden conectarse en un extremo para formar un cabezal de sonda. Puede proporcionarse un primer conector óptico en otro extremo de la primera fibra óptica. Puede proporcionarse un segundo conector óptico en otro extremo de la segunda fibra óptica, pudiendo los conectores primero y segundo conectarse a la extensión óptica no magnética.

10 La primera fibra óptica puede tener una longitud inferior a una longitud crítica para limitar la generación de fluorescencia tras la excitación óptica.

15 Las puntas de la primera fibra y la segunda fibra pueden estar sustancialmente alineadas. Como alternativa, las puntas de las fibras primera y segunda pueden estar desplazadas, por ejemplo, la punta de la primera fibra puede sobresalir más allá de la o las puntas de la o las segundas fibras o la o las puntas de la o las segundas fibras pueden sobresalir más allá de la punta de la primera fibra. Las puntas pueden estar desplazadas menos de 10 mm. El desplazamiento puede disponerse de manera que, durante el uso, una de las fibras primera y segunda esté en contacto con la muestra y la otra no.

20 La primera fibra y la segunda fibra pueden ser sustancialmente paralelas en el cabezal de sonda.

La primera fibra y la segunda fibra pueden estar separadas, por ejemplo, por un hueco, en el cabezal de sonda. La separación o hueco entre las fibras puede ser inferior a 1 mm.

25 Idealmente, el cabezal de sonda tiene un diámetro inferior o igual a 2 mm. El cabezal de sonda puede tener al menos un componente óptico, por ejemplo, una o más lentes.

30 La extensión óptica no magnética puede comprender un primer acoplador óptico para acoplar la luz en la sonda de fibra óptica no magnética desechable y un segundo acoplador óptico para acoplar la luz procedente de la sonda de fibra óptica no magnética desechable en la segunda fibra de extensión óptica.

35 La extensión óptica no magnética puede comprender al menos un conector para conectar de manera liberable la extensión y la sonda óptica no magnética desechable.

40 La extensión óptica no magnética puede comprender una carcasa y el primer filtro y el segundo filtro pueden estar dispuestos en la carcasa. El primer acoplador óptico y el segundo acoplador óptico pueden estar en la carcasa. Dentro de la carcasa, el primer filtro y/o el primer acoplador óptico pueden estar ópticamente aislados del segundo filtro y/o el segundo acoplador óptico.

El aparato óptico puede tener una longitud total superior a una longitud crítica, por ejemplo superior a 5 m.

45 De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema para realizar una espectroscopia óptica que comprende un dispositivo médico de formación de imágenes que tiene un área de paciente, y el aparato óptico conectado a una fuente de luz y un detector, en el que el dispositivo médico y el aparato óptico están situados en una primera sala o área y la fuente de luz y el detector están situados en una segunda sala o área protegida electromagnéticamente de la primera sala o área.

50 El detector puede comprender un espectrómetro Raman.

El dispositivo médico puede comprender un escáner IRM.

55 En el presente documento se describe una sonda óptica basada en fibra no magnética desechable para su uso en un dispositivo médico. La sonda óptica no magnética desechable puede ser estéril y/o proporcionarse en un envase estéril. La sonda óptica no magnética desechable puede no tener filtro. La sonda óptica no magnética desechable puede comprender una primera fibra óptica para acoplar luz a una muestra y al menos una segunda fibra óptica para recibir luz de la muestra. Puede proporcionarse un primer conector óptico en un extremo de la primera fibra óptica. Puede proporcionarse un segundo conector óptico en un extremo de la segunda fibra óptica. La primera fibra óptica puede tener una longitud inferior a una longitud crítica para limitar la generación de fluorescencia tras la excitación óptica. La sonda puede tener un cabezal de sonda. Preferentemente, el cabezal de sonda tiene un diámetro inferior o igual a 2 mm. El cabezal de sonda puede tener al menos un componente óptico, por ejemplo, una o más lentes.

60 En el presente documento se describe un sistema médico, comprendiendo el sistema médico un dispositivo médico que tiene un área de paciente, por ejemplo, un dispositivo médico de formación de imágenes, y un aparato óptico conectado a una fuente de luz y un detector, en el que el dispositivo médico y el aparato óptico están situados en una primera sala o área y la fuente de luz y el detector están situados en una segunda sala o área protegida

electromagnéticamente de la primera. La protección electromagnética puede incluir una jaula de Faraday. El dispositivo médico puede ser un escáner IRM. La fuente de luz puede ser un láser. El detector puede incluir un espectrómetro, por ejemplo, un espectrómetro Raman.

5 En el presente documento se describe un método para realizar mediciones de espectroscopia óptica en un paciente usando una sonda, una fuente de luz y un detector, mientras que otro dispositivo médico se está usando, por ejemplo, un dispositivo médico de formación de imágenes, implicando el método monitorizar un área del paciente usando el dispositivo médico y, simultáneamente, mover la sonda hasta las proximidades del área de examen, por ejemplo, en contacto con el área de examen, iluminar el área de examen mediante el uso de la sonda y la fuente de luz, captar la luz del área de excitación a través de la sonda, y detectar la luz captada usando el detector, en el que el dispositivo médico y la sonda están situados en una primera sala o área y la fuente de luz y el detector están situados en una segunda sala o área protegida electromagnéticamente de la primera. El dispositivo médico puede ser un escáner IRM. La espectroscopia óptica puede ser una espectroscopia Raman.

15 Poner un cabezal de sonda en contacto con el área de examen puede implicar la inserción de un catéter/aguja en el área y la introducción del cabezal de sonda en el interior del catéter/aguja.

En el presente documento se describe una aguja de biopsia no magnética que comprende una porción tubular alargada abierta en un primer extremo y rematada en un segundo extremo por una porción de corte, una ventana en una pared de la parte tubular, un reflector de luz dentro de la porción tubular y alineado ópticamente con la ventana. La porción tubular puede adaptarse para recibir una sonda óptica no magnética desechable. Una manga transparente puede localizarse alrededor de la ventana. La ventana puede localizarse en una región adyacente a la porción de corte.

25 Breve descripción de los dibujos

A continuación, se describirán diversos aspectos de la invención solo a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos, de los que:

30 la figura 1 es una sección transversal de una sonda óptica no magnética desechable;
 la figura 2(a) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una única fibra de captación;
 la figura 2(b) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende cinco fibras de captación;
 la figura 2(c) es una vista de extremo del cabezal de sonda de la figura 2(b);
 la figura 3(a) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una única fibra de captación en el que la fibra de excitación es la fibra de contacto;
 35 la figura 3(b) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende cinco fibras de captación en el que la fibra de excitación es la fibra de contacto;
 la figura 3(c) es una vista de extremo del cabezal de sonda de la figura 3(b);
 la figura 4(a) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una única fibra de captación en el que la fibra de captación es la fibra de contacto;
 40 la figura 4(b) es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende cinco fibras de contacto de captación;
 la figura 4(c) es una vista de extremo del cabezal de sonda de la figura 4(b);
 la figura 5 es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una ventana óptica;
 45 la figura 6 es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una lente GRIN;
 la figura 7 es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende dos microlentes;
 la figura 8 es una sección transversal de un cabezal de sonda que comprende una microlente;
 la figura 9 es una representación esquemática de un sistema, que comprende un aparato que constituye una realización de la presente invención, para realizar una espectroscopia óptica en un área donde se aplica un campo magnético;
 50 la figura 10(a) es una señal Raman de una pastilla de paracetamol obtenida con la sonda óptica de la figura 1, y
 la figura 10(b) es una señal Raman de un tejido adiposo bovino obtenido con la sonda óptica de la figura 1;
 la figura 11 es una vista en sección de perfil de una aguja de biopsia óptica no magnética;
 la figura 12 es una fotografía de la aguja de biopsia óptica de la figura 11.

55 Descripción detallada de la invención

La figura 1 muestra una sonda óptica no magnética desechable 10 que tiene una fibra de excitación 12 y una fibra de captación 14. En un extremo, la fibra de excitación 12 y la fibra de captación 14 se mantienen juntas por un manguito 16, tal como un manguito termorretráctil para formar un cabezal de sonda 18 con un diámetro D. Dentro del cabezal de sonda 18, la fibra de excitación 12 y la fibra de captación 14 se mantienen paralelas con sus respectivos extremos alineados con el fin de maximizar la eficiencia de captación. En el otro extremo, tanto la fibra de excitación 12 como la fibra de captación 14 se rematan con un conector 15a y 15b, tal como un conector SMA o FC-PC. Ninguno de los componentes de la sonda 10 es magnético. La sonda desechable puede ser estéril y puede suministrarse en un envase sellado y estéril (no mostrado).

La longitud máxima L de cada fibra en la sonda óptica 10 está limitada por un nivel de fluorescencia de fondo generado dentro de la fibra de excitación 12 en comparación con un nivel de señal captada por la fibra de captación 14. El fondo de fluorescencia es proporcional al nivel de atenuación de una fibra óptica dada, que a su vez varía con un coeficiente de absorción del material de la fibra. En el caso de una señal Raman emitida por una muestra, el nivel de señal dependerá tanto de la naturaleza de la muestra (las diferentes muestras tienen diferentes secciones transversales Raman) como de la intensidad de la radiación usada para iluminar la muestra. Por ejemplo, para una medición Raman de tejido adiposo adquirida a 785 nm con una potencia de excitación de 200 mW y un tiempo de adquisición de 1 s, la señal Raman fue de 100 recuentos para las bandas Raman correspondientes a las deformaciones de tijera de metileno y el fondo de fluorescencia medido en la fibra óptica de excitación fue de 100 recuentos. En este caso, para lograr una relación señal a fondo de 0,1, se necesita una longitud crítica de 1,5 m. Habitualmente, las fibras de la sonda óptica 10 tienen una longitud L que oscila de 0,5 a 1,5 m.

La figura 2 muestra dos cabezales de sonda, uno que tiene una única fibra de captación (A) y un segundo (b) que tiene múltiples fibras de captación alineadas alrededor de la fibra de excitación, tal como se muestra en la figura 2(c), y agrupadas en el extremo distal opuesto al cabezal de sonda en un conector óptico. La punta del cabezal de sonda podría pulirse o cortarse en ángulo de manera que los conos de excitación y captada sean de apariencia lateral. Dicha geometría podría ser útil cuando sea necesario escanear las superficies de tejido cuando la sonda se inserta en una estructura similar a un tubo, tal como una arteria.

La figura 3(a) muestra un cabezal de sonda que tiene una fibra de excitación 12 que es más larga que la fibra de captación 14, lo que da como resultado una fibra de excitación 12 que sobresale más allá de la punta de la fibra de captación 14 en el extremo del cabezal de sonda. La distancia entre la punta de la fibra de excitación y la punta de la fibra de captación puede ser de 3 a 10 mm. En este caso, la fibra de excitación 12 se muestra en contacto con una muestra 17. La fibra de captación 14 no está en contacto con la muestra 17, sino que está separada de la muestra 17.

La figura 3(b) muestra un cabezal de sonda que tiene una fibra de excitación rodeada por cinco fibras de captación. En este ejemplo, cada una de las cinco fibras de captación tiene una longitud más corta que la longitud de la fibra de excitación central, lo que da como resultado una fibra de excitación que sobresale en la punta del cabezal de sonda. La distancia entre la punta de la fibra de excitación y la punta de las fibras de captación puede estar en el intervalo de 3 a 10 mm. En este caso, la fibra de excitación 12 se muestra en contacto con una muestra 17. Las fibras de captación 14 no están en contacto con la muestra 17, sino que todas están separadas de la muestra 17.

La figura 4(a) muestra un cabezal de sonda que tiene una fibra de excitación que es más corta que la fibra de captación, lo que da como resultado una fibra de captación que sobresale más allá del extremo de la fibra de excitación central en el extremo del cabezal de sonda. La distancia entre la punta de la fibra de excitación y la punta de la fibra de captación puede estar en el intervalo de 3 a 10 mm. En este caso, la fibra de captación 14 se muestra en contacto con una muestra 17. La fibra de excitación 12 no está en contacto con la muestra 17, sino que está separada de la muestra 17.

La figura 4(b) muestra un cabezal de sonda que tiene una fibra de excitación central rodeada por cinco fibras de captación. Cada una de las cinco fibras de captación tiene la misma longitud, y cada una es más larga que la fibra de excitación central. En este caso, el extremo de la sonda tiene un perfil lateral en forma de U. La distancia entre la punta de la fibra de excitación y las puntas de las fibras de captación puede estar en el intervalo de 3 a 10 mm. En este caso, las fibras de captación 14 están en contacto con una muestra 17. La fibra de excitación 12 no está en contacto con la muestra 17, sino que está separada de la muestra 17.

El cabezal de sonda 18 también puede contener componentes ópticos con el fin de adaptarse a aplicaciones específicas. Por ejemplo, el cabezal de sonda puede comprender microlentes, tales como un conjunto de lente GRIN, una lente esférica, una lente de bola o guías de onda, con el fin de lograr un enfoque o divergencia ópticos o para mejorar la eficiencia de captación de la sonda.

El cabezal de sonda 18 puede rematarse con una ventana de vidrio para hacer que la sonda sea una sonda de contacto. Sin embargo, los componentes ópticos del cabezal de sonda no deben contener ninguna sustancia metálica, incluso si no son ferromagnéticas, ya que esto podría crear un artefacto en las imágenes de resonancia magnética. Además, para evitar un calentamiento de RF no deseado, la longitud de estos componentes debe ser inferior a un valor crítico calculado en función de la señal de radiofrecuencia (RF) producida durante la adquisición de imágenes por RM. La longitud crítica para el calentamiento de RF se calcula como la mitad de la longitud de onda de la señal de RF en el tejido. En el caso del tejido adiposo, la señal de RF tiene una longitud de onda de 26 cm, lo que lleva a una longitud crítica para los componentes ópticos de 13 cm.

Las figuras 5 y 6 muestran dos cabezales de sonda diferentes modificados para operar como sondas de contacto. En la figura 5, el cabezal de sonda se remata con una ventana óptica 20 que puede ponerse en contacto directo con una muestra 17. En la figura 6, el cabezal de sonda se remata con una lente GRIN 21. La lente puede ponerse en contacto directo con la muestra 17 y también puede usarse para mejorar la eficiencia de captación de la sonda.

La figura 7 muestra un cabezal de sonda, en el que los extremos respectivos de cada fibra de excitación 12 y fibra de captación 14 se rematan con un par de microlentes 22a y 22b. La figura 8 muestra un cabezal de sonda rematado con un único microlente 23 que cubre las puntas de las fibras de excitación y captación. En ambas figuras 7 y 8, las microlentes pueden ser lentes esféricas o lentes de bola seleccionadas para adaptarse a las aplicaciones específicas.

En todos los casos, el cabezal de sonda 18 de la sonda óptica desechable 10 tiene, preferentemente, un diámetro inferior a 2 mm. Esto permite que la sonda se inserte en un dispositivo quirúrgico 59, tal como una aguja de biopsia o un catéter. Las fibras de captación y emisión pueden estar separadas habitualmente menos de 1 mm. Por ejemplo, las fibras pueden estar separadas por un hueco inferior a 1 mm.

La figura 9 muestra un sistema óptico 30 implementado en una sala de IRM 56 donde un escáner IRM 58 genera un campo magnético. El sistema óptico 30 comprende un láser 34 y un espectrómetro 38, ambos situados dentro de una sala de control 35 que está protegida electromagnéticamente de la sala de IRM 56, así como una extensión óptica no magnética 32 y una sonda óptica desechable no magnética 10, ambas localizadas dentro de la sala de IRM 56. Se proporcionan dos puertos de jaula de Faraday 60a y 60b entre la sala de control 35 y la sala de IRM 56. La sonda óptica desechable no magnética 10 puede ser cualquiera de las sondas descritas anteriormente. La extensión óptica no magnética comprende unos cables flexibles de fibra óptica primero y segundo 42 y 50 y una unidad de filtrado 36.

La unidad de filtrado 36 tiene un módulo de filtrado/acoplamiento de excitación dispuesto entre el puerto de entrada 41 y el puerto de salida 43 y un módulo de filtrado/acoplamiento de captación dispuesto entre el puerto de entrada 49 y el puerto de salida 51. Dentro de la carcasa, el módulo de filtrado/acoplamiento de excitación y el módulo de filtrado/acoplamiento de captación están ópticamente aislados entre sí. El módulo de filtrado/acoplamiento de excitación comprende un par de lentes 44a y 44b para colimación y reenfoque y un filtro de excitación 46, por ejemplo, un filtro de línea láser, entre las dos lentes 44a y 44b. El módulo de filtrado/acoplamiento de captación tiene un par de lentes 52a y 52b para colimación y reenfoque y un filtro de captación 54, por ejemplo, un filtro de borde entre las dos lentes 52a y 52b.

El primer cable flexible de fibra 42 tiene un conector óptico 40 en un primer extremo y una longitud de fibra expuesta en un segundo extremo. El primer cable flexible de fibra se conecta en el segundo extremo al láser 34 a través del puerto de jaula de Faraday 60a y en el primer extremo a la unidad de filtrado 36 a través del puerto de entrada 41 por el conector 40. El segundo cable flexible de fibra 50 tiene un conector óptico 48 en un primer extremo y una longitud de fibra expuesta en un segundo extremo. El segundo cable flexible de fibra 50 se conecta en el segundo extremo al espectrómetro 38 a través del puerto de jaula de Faraday 60b y en el primer extremo a la unidad de filtrado 36 a través del puerto de salida 51 por el conector 48. Como alternativa, los cables flexibles de fibra primero y segundo pueden sujetarse directamente a la unidad de filtrado 36, es decir, sin el uso del conjunto de conector/puerto. En este caso, cada fibra puede sujetarse permanentemente a la unidad de filtrado 36.

La fibra de excitación 12 de la sonda óptica desechable no magnética 10 se conecta a la unidad de filtrado 36 a través del puerto de salida 43 por el conector 15b. La fibra/haz de captación 14 de la sonda óptica 10 se conecta a la unidad de filtrado 36 a través del puerto de entrada 49 por el conector 15a.

La longitud de los cables flexibles de fibra primero y segundo 42, 50 se elige para que sea lo suficientemente larga para llevar la sonda óptica a las proximidades del escáner IRM 58. El primer cable flexible de fibra 42 es inferior a 5 m de largo y tiene un diámetro de 200 μm . El segundo cable flexible de fibra 50 es inferior a 5 m de largo y tiene un diámetro de 500 μm . Todos los componentes del sistema óptico 30, tales como las monturas de lentes, los adaptadores de fibra y los sistemas de jaula, están fabricados de materiales paramagnéticos, aunque también podrían usarse materiales diamagnéticos o cualquier material no magnético.

El sistema óptico 30 puede usarse para capturar una señal Raman de tejido del paciente. Por ejemplo, el sistema puede usarse para capturar una señal Raman de una muestra de biopsia 60 extraída durante una IRM intervencionista. Durante dicha intervención, el paciente se somete a una intensidad de campo magnético en la región de 1,5 a 3 Tesla. Se introduce una aguja de biopsia 59 dentro del cuerpo del paciente 57. La aguja 59 se guía hacia un área que requiere un examen siguiendo las imágenes de resonancia magnética obtenidas por el escáner IRM 58. La sonda óptica 10 se inserta en la aguja de biopsia 59. Tras la activación de la aguja de biopsia 59, se introduce una muestra de tejido en el depósito de la aguja y entra en contacto con el cabezal de sonda 18.

Una vez que la muestra está en contacto con el cabezal de sonda, el láser 34 emite un haz de una longitud de onda de excitación adecuada para la medición por espectroscopia de Raman. El haz de excitación se propaga a través de la primera fibra de cable flexible 42 y se dirige hacia el módulo de filtrado/acoplamiento de excitación de la unidad de filtrado 36, donde el haz se colima, se filtra por el filtro 46 para eliminar la fluorescencia de fondo y se enfoca en la fibra de excitación 12. La fibra de excitación 12 entrega el haz de excitación al vértice del cabezal de sonda 18 y en la muestra 60, provocando una dispersión Raman dentro de la muestra 60. A continuación, el cabezal de sonda 18 capta los fotones retrodispersados (que incluyen los fotones dispersados Raman) de la muestra 60 a través de la fibra de captación 14. La luz captada se colima, se filtra por el filtro de borde 54 para eliminar los fotones

dispersados Rayleigh y se enfoca en el segundo cable flexible 50 mediante el módulo de filtrado/acoplamiento de captación de la unidad de filtrado 36. La luz captada se dirige al espectrómetro Raman 38 donde se obtiene y analiza un espectro Raman de la muestra. La señal Raman puede revelar la presencia de tejidos cancerosos.

5 Como alternativa, en lugar de capturar una señal Raman de una muestra de biopsia, el cabezal de sonda podría insertarse en un catéter/endoscopio y ponerse en contacto con tejidos internos. En este caso, el tejido se analiza localmente mediante una espectroscopia Raman.

10 Cuando se usa una sonda basada en fibra para un procedimiento de intervención, es importante mantener estéril el cabezal de sonda 18. Deben usarse sondas desechables, a menos que sea posible esterilizar toda la sonda después de cada procedimiento. El uso de componentes de filtrado microópticos hace que el coste de las sondas Raman de fibra disponibles en el mercado sea demasiado alto para desecharlas. Sin embargo, en la presente invención, como no hay elementos de filtrado en la punta de la fibra, la sonda 10 es desechable.

15 La eficiencia de captación de la sonda se ensayó en diversas muestras. La figura 10a muestra un espectro Raman sin procesar adquirido a partir de una pastilla de paracetamol y la figura 10b muestra un espectro Raman sin procesar adquirido a partir de tejido adiposo bovino. Las mediciones se obtuvieron con un tiempo de adquisición de 1 s y con una potencia de excitación de 200 mW y una longitud de onda de excitación a 785 nm. En ambas muestras puede observarse que los picos Raman principales son visibles en los espectros. La señal obtenida se comparó con una sonda Raman de fibra comercial con una longitud de cable flexible de fibra de 5 m y la relación señal a fondo se encontró comparable.

20 La sonda Raman de fibra descrita anteriormente puede usarse durante procedimientos de intervención guiados por IRM tales como una biopsia de aguja o una angioplastia. La sonda está adaptada para ser compatible con el entorno RM. Sin embargo, la longitud de la sonda y el cabezal de sonda desechable hacen que el diseño sea compatible con entornos quirúrgicos sin RM.

25 La figura 11 muestra una aguja de biopsia óptica compatible con resonancia magnética (RM) 70. La aguja tiene un tubo 72 que se extiende entre un primer extremo y un segundo extremo y que forma un orificio 74. En el interior del orificio 74 hay una sonda óptica no magnética desechable 10. El tubo 72 está abierto en el primer extremo y se remata en el segundo extremo con una punta 76 para cortar tejido. Una ventana 78 está localizada en la pared de tubo en el segundo extremo. Un microprisma 80 se fija dentro del orificio 74 en una localización que se encuentra por encima de la punta 76 y se coloca de tal manera que la luz que emana de la sonda 10 se dirige hacia la ventana óptica 78 por el prisma 80. Un manguito termorretráctil transparente 82 se asienta en el segundo extremo de la aguja 30 alrededor de la ventana 78 y se usa para evitar la contaminación de los componentes ópticos durante el guiado de la aguja a través del tejido. La sonda óptica no magnética 10 se coloca de tal manera que la distancia de trabajo óptima de la sonda coincida con la distancia entre la punta de la sonda 10 y la superficie de la funda protectora 82. En esta configuración, la aguja de biopsia puede operar en modo contacto. Ninguno de los componentes de la aguja de biopsia óptica 70 es magnético. La figura 12 muestra una fotografía de una aguja de biopsia 70 junto a una moneda de una libra.

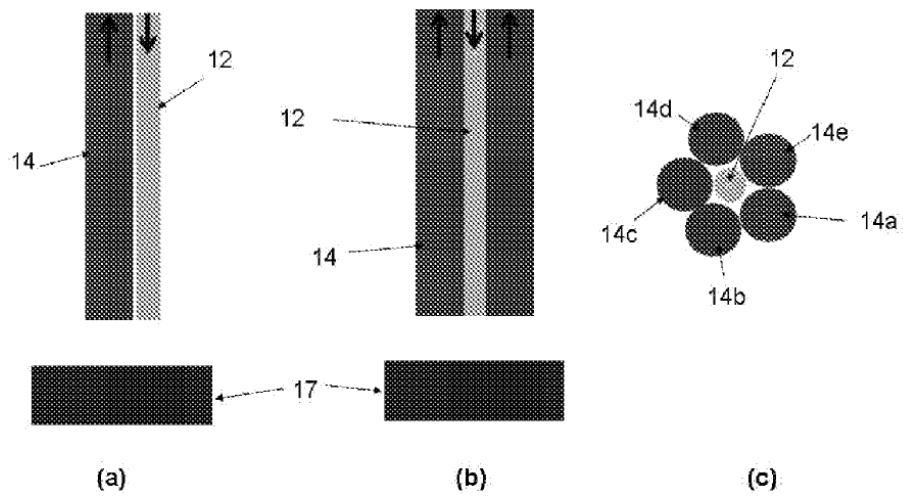
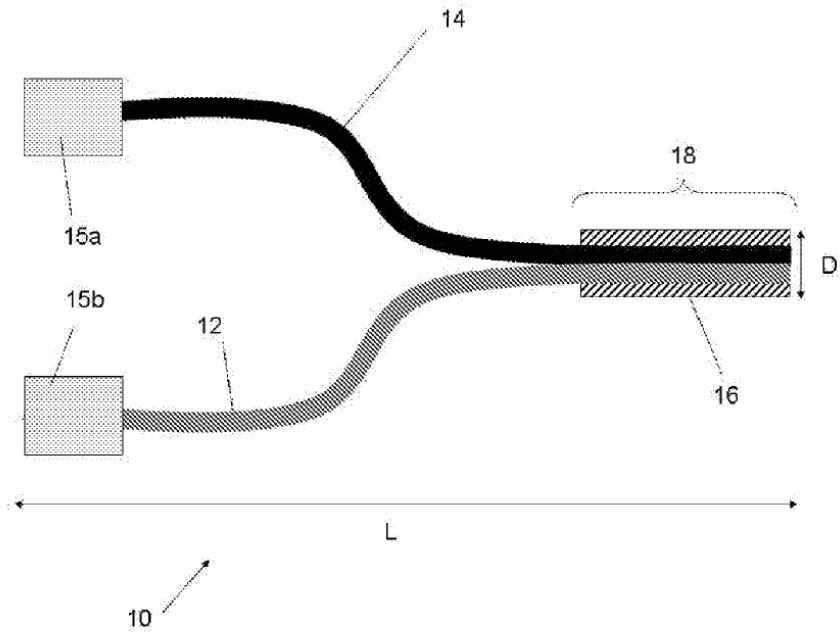
35 Los expertos en la materia apreciarán que son posibles variaciones de las disposiciones desveladas sin alejarse de la invención. Por ejemplo, la sonda óptica y el sistema óptico descritos anteriormente no se limitan a las aplicaciones de espectroscopia Raman y podrían modificarse para adaptarse a otro tipo de técnicas de espectroscopia óptica, tales como la espectroscopia no lineal, la espectroscopia de fluorescencia, etc. Además, la sonda óptica no magnética desechable puede ser no metálica, así como no magnética. En consecuencia, la descripción anterior de los ejemplos y realizaciones específicos de la invención se realiza solo a modo de ejemplo y no con fines limitantes. Será evidente para los expertos en la materia que pueden realizarse pequeñas modificaciones sin cambios significativos en la operación descrita, pero que la invención se define por las reivindicaciones independientes.

50

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un aparato óptico (10, 32) que comprende una sonda de fibra óptica no magnética desechable (10) para acoplar luz a una muestra y recibir luz de la muestra para realizar una espectroscopia Raman, y una extensión óptica no magnética (32) conectada de manera liberable a la sonda óptica no magnética desechable (10) para transmitir luz a la sonda óptica no magnética desechable (10) y recibir luz de la sonda óptica no magnética desechable (10), en el que la extensión óptica no magnética (32) comprende:
 - 10 una primera fibra de extensión óptica (42) para transmitir luz a la sonda óptica no magnética desechable (10);
 - una segunda fibra de extensión óptica (50) para recibir luz de la sonda óptica no magnética desechable (10);
 - un filtro de excitación (46) para filtrar la luz procedente de la primera fibra de extensión óptica (42); y
 - un filtro de captación (54) para filtrar la luz en la segunda fibra de extensión óptica (50).
- 15 2. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la sonda de fibra óptica no magnética desechable (10) es estéril y/o en el que la sonda óptica no magnética desechable (10) está adaptada para ser ajustada en una aguja de biopsia no magnética (70).
- 20 3. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que la sonda óptica no magnética desechable (10) comprende una primera fibra óptica (12) para acoplar luz a la muestra y al menos una segunda fibra óptica (14) para recibir luz de la muestra, estando conectadas las fibras primera y segunda (12, 14) en un extremo para formar un cabezal de sonda (18), un primer conector óptico (15b) en otro extremo de la primera fibra óptica (12), y un segundo conector óptico (15a) en otro extremo de la segunda fibra óptica (14), en donde los conectores primero y segundo (15b, 15a) pueden conectarse a la extensión óptica no magnética (32).
- 25 4. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la primera fibra óptica (12) tiene una longitud inferior a una longitud crítica con el fin de limitar la generación de fluorescencia tras una excitación óptica, en el que, opcionalmente, la longitud crítica es inferior a 150 cm, preferentemente inferior a 100 cm.
- 30 5. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en el que el cabezal de sonda (18) tiene un diámetro inferior o igual a 2 mm.
- 35 6. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en el que una punta de la primera fibra (12) está sustancialmente alineada con una punta de la segunda fibra (14) o desplazada con respecto a una punta de la segunda fibra (14).
- 40 7. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 6, en el que el cabezal de sonda (18) comprende al menos un componente óptico (20, 21, 22a, 22b, 23).
- 45 8. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la extensión óptica no magnética (32) comprende un primer acoplador óptico (44a, 44b) para acoplar la luz procedente de la primera fibra de extensión óptica (42) a la fibra óptica no magnética desechable (10) y un segundo acoplador óptico (52a, 52b) para acoplar la luz procedente de la fibra óptica no magnética desechable (10) a la segunda fibra de extensión óptica (50).
- 50 9. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que la extensión óptica no magnética (32) comprende una carcasa y el primer filtro (46) y el segundo filtro (54) están dispuestos en la carcasa.
- 55 10. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 9, cuando depende de la reivindicación 8, en el que el primer acoplador óptico (44a, 44b) y el segundo acoplador óptico (52a, 52b) están en la carcasa.
- 60 11. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con la reivindicación 9 o la reivindicación 10, en el que el primer filtro (46) y/o el primer acoplador óptico (44a, 44b) están aislados ópticamente del segundo filtro (54) y/o el segundo acoplador óptico (52a, 52b).
- 65 12. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el aparato óptico tiene una longitud total superior a una longitud crítica, por ejemplo, superior a 3 metros, preferentemente superior a 4 metros, y opcionalmente superior a 5 metros.
13. Un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la sonda óptica no magnética desechable (10) no tiene filtro.
14. Un sistema (30) para realizar espectroscopia óptica, que comprende un dispositivo médico de formación de imágenes (58) que tiene un área de paciente, y un aparato óptico (10, 32) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13 conectado a una fuente de luz (34) y un detector (38), preferentemente un espectrómetro Raman, en el que el dispositivo médico (58), preferentemente un escáner IRM, y el aparato óptico (10, 32) están situados en una primera sala o área (56) y la fuente de luz (34) y el detector (38) están situados en una segunda

sala o área (35) protegidos electromagnéticamente de la primera sala o área (56).



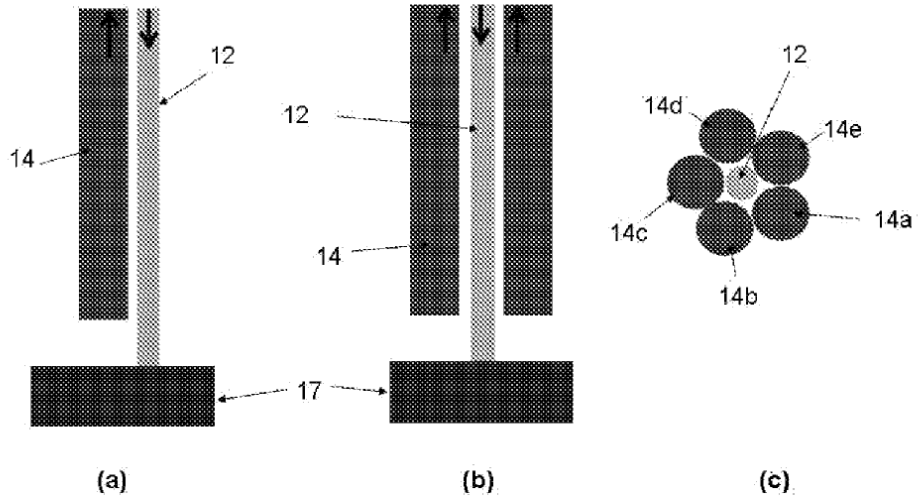


FIGURA 3

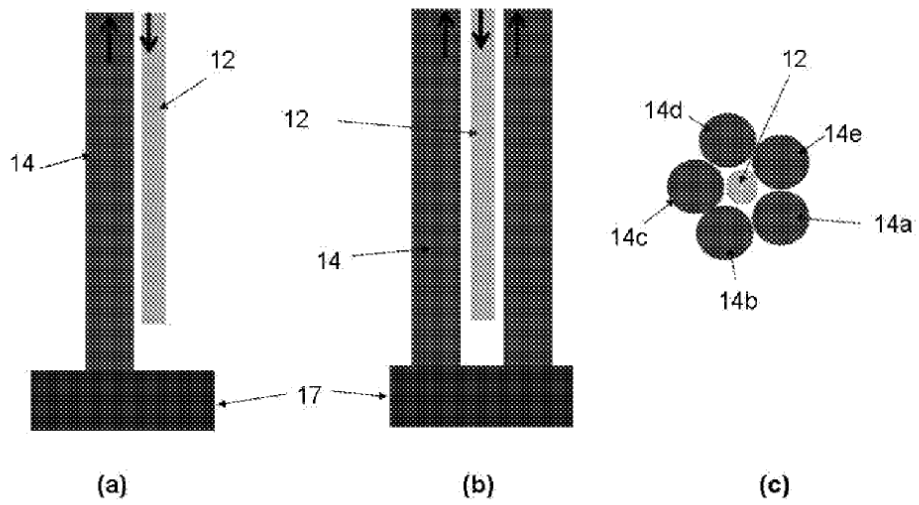


FIGURA 4

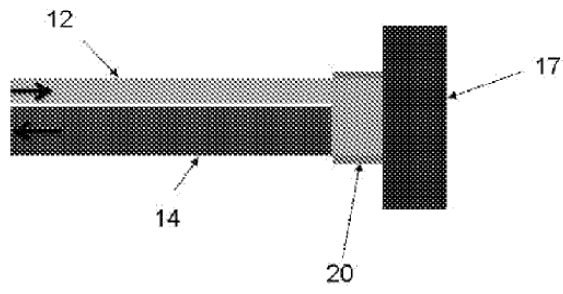


FIGURA 5

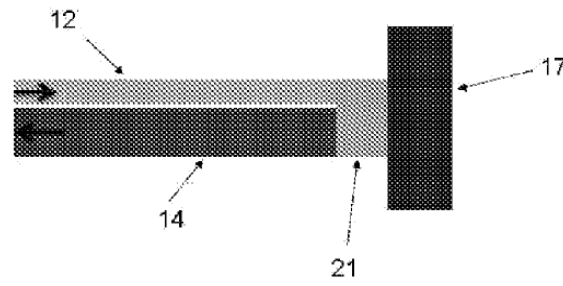


FIGURA 6

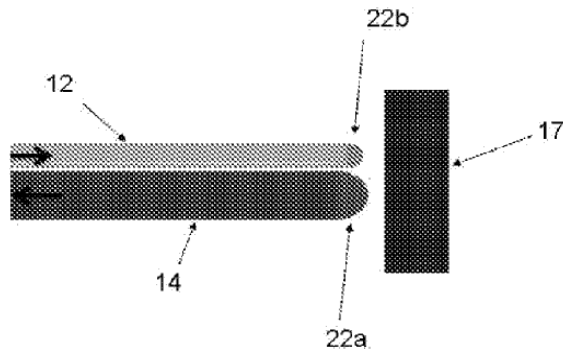


FIGURA 7

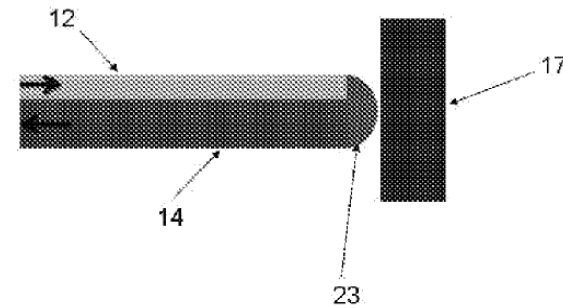


FIGURA 8

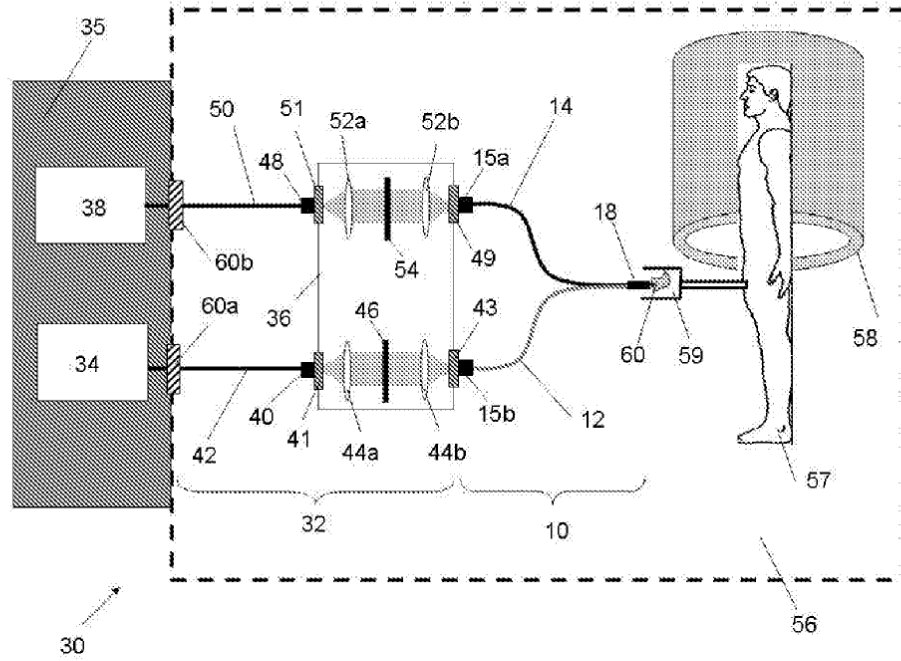


FIGURA 9

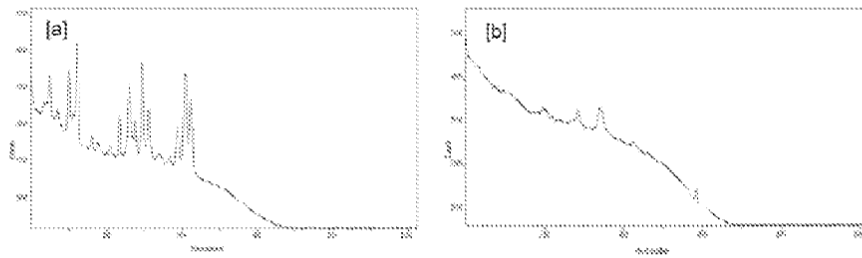


FIGURA 10

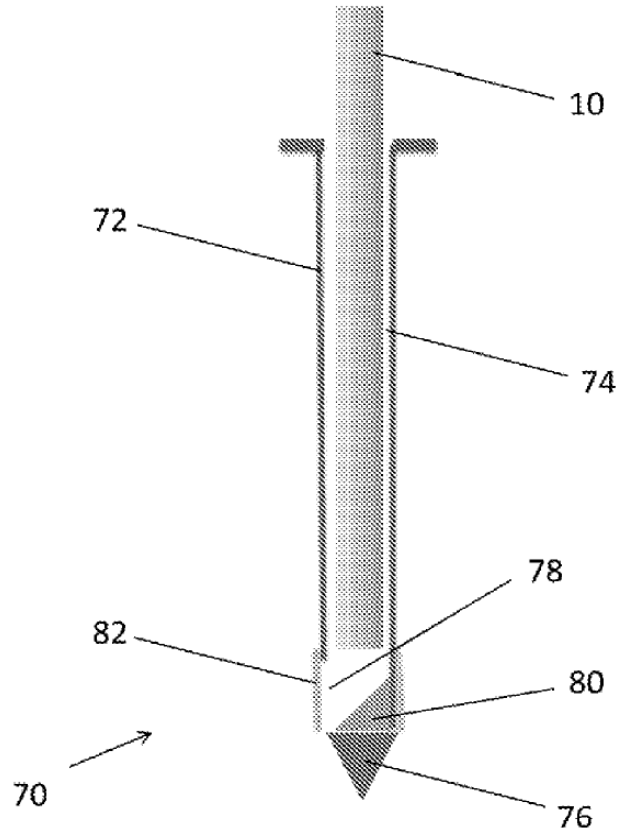


FIGURA 11

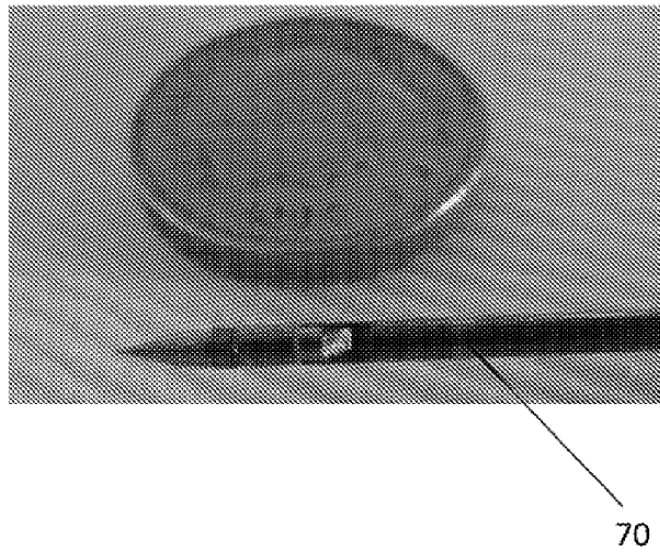


FIGURA 12