

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 606 310**

51 Int. Cl.:

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 1/005 (2006.01)

A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **01.08.2012 PCT/US2012/049160**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.02.2013 WO13019859**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.08.2012 E 12819772 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.09.2016 EP 2720600**

54 Título: **Sonda quirúrgica oftálmica articulada**

30 Prioridad:

03.08.2011 US 201161514751 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.03.2017

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
6201 South Freeway
Fort Worth, TX 76134-2099, US**

72 Inventor/es:

**YU, XIAOYU;
MCCOLLAM, CHRISTOPHER y
AULD, JACK**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 606 310 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 quirúrgica oftálmica articulada

5 Campo de la invención

Esta invención se refiere a un equipo quirúrgico oftálmico y, más en particular, a sondas quirúrgicas oftálmicas del segmento posterior.

10 Antecedentes de la invención

Los cirujanos usan habitualmente instrumentos microquirúrgicos para retirar tejido de espacios delicados y de difícil acceso del cuerpo humano, particularmente en la cirugía ocular y, más en particular, en procedimientos para la extracción del cuerpo vítreo, sangre, tejido cicatricial o el cristalino. Tales instrumentos incluyen una consola de control y una pieza manual quirúrgica con la que el cirujano disecciona y extrae el tejido. Con respecto a la cirugía del segmento posterior, la pieza manual puede ser una sonda de corte vítrea, una sonda láser o un fragmentador ultrasónico para cortar o fragmentar el tejido, y está conectada a la consola de control mediante un largo cable de presión de aire (neumático) y/o un cable de alimentación, un cable óptico o tubos flexibles para suministrar un fluido de infusión en la zona que está operándose y para extraer o aspirar fluido y tejido cortado/fragmentado de dicha zona. Las funciones de corte, infusión y aspiración de la pieza manual son controladas por la consola de control remoto que no solo proporciona energía a la(s) pieza(s) manual(es) (por ejemplo, una cuchilla de corte giratoria o de vaivén o una aguja que vibra mediante ultrasonidos), sino que también controla el flujo de fluido de infusión y proporciona una fuente de vacío (con respecto a la atmósfera) para la aspiración de fluido y de tejido cortado/fragmentado. Las funciones de la consola son controladas manualmente por el cirujano, normalmente mediante un conmutador accionado con los pies o un control proporcional.

Durante la cirugía del segmento posterior, el cirujano usa normalmente varias piezas manuales o instrumentos durante el procedimiento. Este procedimiento requiere que estos instrumentos se inserten en y se extraigan de la incisión. Esta inserción y extracción repetidas puede provocar daños en la zona del ojo donde se practica la incisión. Para abordar este problema, a mediados de la década de los ochenta se desarrollaron cánulas con buje. Estos dispositivos consisten en un tubo estrecho con un buje acoplado. El tubo se inserta en una incisión practicada en el ojo hasta el buje, que actúa como tope, impidiendo que el tubo entre en el ojo completamente. Pueden insertarse instrumentos quirúrgicos en el ojo a través del tubo, y el tubo protege la pared lateral de la incisión contra el repetido contacto de los instrumentos. Además, el cirujano puede usar el instrumento, manipulando el instrumento cuando el instrumento está insertado en el ojo a través del tubo, para ayudar a mantener la posición del ojo durante la cirugía.

Muchos procedimientos quirúrgicos necesitan acceder a los lados o a la parte delantera de la retina. Para llegar a estas zonas, las sondas quirúrgicas deben estar previamente curvadas o deben poder doblarse durante la intervención. Se conocen varias sondas quirúrgicas ópticas articuladas que proporcionan luz de láser y/o de iluminación. Véanse, por ejemplo, la patente estadounidense n.º 5.281.214 (Wilkins, *et al.*) y la patente estadounidense n.º 6.984.130 (Scheller, *et al.*). Sin embargo, el mecanismo de articulación añade más complejidad y costes. Una sonda láser flexible que no necesita un mecanismo de articulación está disponible comercialmente, pero este dispositivo usa una fibra óptica con un diámetro relativamente grande y cubierta por un tubo flexible que comprende una punta distal, dando como resultado un gran radio de curvatura y un gran diámetro de punta distal con una resistencia a la flexión importante. Estas características requieren que la punta distal incluya una parte recta no curvada para facilitar la inserción de la parte curvada, que debe enderezarse de manera flexible a medida que atraviesa la cánula con buje. La parte recta de la punta distal permite que la parte curvada atraviese de manera flexible la cánula con buje antes de que la cánula distal de la pieza manual entre en la cánula con buje para permitir el máximo espacio de curvatura de la parte flexible, minimizándose así la resistencia a la flexión y las correspondientes fuerzas de inserción por fricción. Este gran radio de curvatura, tal tubo flexible de gran diámetro y tal punta distal recta hacen que la parte utilizable de la fibra se extienda una distancia relativamente larga desde la punta distal de la sonda y limita el acceso de la sonda.

Una desventaja adicional de la técnica conocida es la flexibilidad de la cánula distal, que depende de las propiedades materiales y del momento de inercia de sección transversal, determinado por el calibre del diámetro exterior de la cánula para encajar en la cánula con buje y por el diámetro interior de la cánula para aceptar el tubo flexible. En relación con cualquier material dado, el diámetro exterior y el diámetro interior de la cánula determinan la flexibilidad de la cánula. Esta flexibilidad limita la capacidad del cirujano de usar el instrumento para manipular la posición del ojo durante la cirugía.

Una sonda de punta flexible se da a conocer en la publicación de solicitud de patente estadounidense 2009/0093800 (Auld, *et al.*), que no requiere una parte recta de tubo flexible, lo que proporciona por tanto una longitud de punta utilizable más compacta, permitiéndose así un mayor acceso a estructuras posteriores internas del ojo sin fuerzas de inserción comprometedoras. La sonda de punta flexible proporciona una mayor rigidez a la cánula distal para facilitar la manipulación de la posición en el ojo durante la cirugía. Aunque esta sonda proporciona una sección transversal relativamente más pequeña en comparación con las sondas anteriores, tal como la dada a conocer por Scheller *et*

al., no proporciona una articulación controlable con respecto a diversos ángulos de la manera en que lo hacen esas sondas.

El estado de la técnica también incluye los documentos US 4.911.148A, US 2004/181138 A1, US 2006/0135961 A1 y US 2005/096590 A1.

Breve resumen de la invención

La presente invención se refiere a una sonda quirúrgica óptica articulada según las reivindicaciones adjuntas. Una sonda quirúrgica óptica articulada incluye un asidero dimensionado para agarrarse con una sola mano y una única cánula rígida que se extiende desde el asidero y que tiene un diámetro de 20 Ga o menos. La sonda incluye además una punta ranurada en un extremo distal de la cánula y al menos una fibra óptica que se extiende a través del asidero, la única cánula rígida y la punta ranurada, y un hilo de tracción fijado a la punta ranurada. Cuando el hilo de tracción aplica tensión en la punta ranurada, la punta ranurada se desviará desde una posición recta hasta un ángulo de curvatura controlado por la tensión del hilo de tracción. La punta ranurada está hecha de un material elástico que vuelve a su posición recta cuando se interrumpe la tensión aplicada por el hilo de tracción.

Otros objetivos, características y ventajas de la presente invención resultarán evidentes con referencia a los dibujos, la siguiente descripción de los dibujos y las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 es una representación esquemática de una endosonda quirúrgica óptica articulada, según una forma de realización particular de la presente invención.

La FIG. 2 ilustra una vista de extremo de un ejemplo de una punta ranurada 20 según una forma de realización particular de la presente invención.

Las FIG. 3A a 3H ilustran varios diseños de ranura para una punta ranurada según formas de realización particulares de la presente invención.

Las FIG. 4A a 4K ilustran varios mecanismos para aumentar la tensión del hilo de tracción 22 según formas de realización particulares de la presente invención.

Descripción detallada de la invención

Varias formas de realización de la presente invención pueden evitar las dificultades asociadas a las anteriores sondas quirúrgicas ópticas articuladas. En particular, determinadas formas de realización de la presente invención pueden proporcionar una única cánula rígida de pequeño diámetro que no solo puede insertarse en incisiones muy pequeñas, sino que también puede articularse de manera controlada en diversos ángulos. Por tanto, tales formas de realización de la presente invención combinan las ventajas de una sonda quirúrgica óptica articulada relativamente rígida con la articulación controlable de sondas de doble cánula que necesitan un diámetro mayor.

Formas de realización particulares de la presente invención incluyen una única cánula rígida con una punta ranurada de material elástico fijada a un hilo de tracción. La tensión del hilo de tracción hace que la punta ranurada se curve en una dirección particular, y cuando se interrumpe la tensión la punta elástica vuelve a su posición recta. La tecnología del hilo de tracción se ha usado anteriormente para desviar un extremo distal de un catéter quirúrgico, pero no en una cánula rígida de pequeño diámetro usada en sondas quirúrgicas ópticas manuales ni con el grado de movimiento angular usado en espacios relativamente pequeños presentes en el interior de un ojo. Por consiguiente, la aplicación de la tensión del hilo de tracción en el contexto de sondas quirúrgicas manuales es particularmente ventajosa. En formas de realización particulares de la presente invención, una o más de las fibras ópticas usadas en la endosonda 10 también pueden usarse como el hilo de tracción.

La FIG. 1 es una representación esquemática de una endosonda quirúrgica óptica articulada 10, según una forma de realización particular de la presente invención, con un asidero 12 adecuado para agarrarse con una sola mano y una cánula 14. (Para facilitar la descripción, el asidero 12 y la cánula 14 no se muestran a escala y determinadas características externas del asidero 12, tal como el mecanismo de control de un hilo de tracción interno, no se muestran). El extremo proximal de la endosonda 10 está conectado a una o más fuentes de luz (no mostradas) que proporcionan luz de láser y/o de iluminación mediante la conexión a al menos una fibra óptica que se extiende a través del interior de la endosonda 10.

La cánula 14 está hecha de un material rígido biocompatible, tal como acero inoxidable. Las endosondas, según varias formas de realización de la presente invención, usan una "única" cánula rígida, lo que quiere decir que no hay otra cánula autoportable relativamente rígida formada por separado dentro o fuera de la única cánula y/o que pueda moverse de manera independiente con respecto a la única cánula. Sin embargo, el término "única" no pretende excluir el uso de múltiples capas o recubrimientos para formar la única cánula, ni excluye el uso de manguitos o recubrimientos de polímero dúctil que se ajustan a la forma de la cánula. La cánula 14 tiene una punta ranurada 20 en un extremo distal (es decir, el extremo más alejado del cirujano durante el uso). La punta ranurada 20 puede

articularse en una dirección seleccionada de manera controlable aplicando tensión a un hilo de tracción fijado dentro de la punta ranurada 20 (no mostrado en la FIG. 1).

La punta ranurada 20 está hecha de un material elástico, es decir un material que puede volver a su posición recta cuando se interrumpe la tensión del hilo de tracción. El material elástico para el material ranurado puede ser, por ejemplo, nitinol, que puede ser lo bastante rígido como para insertarse a través de un buje de incisión y lo bastante elástico como para recuperar su forma tras articularse. Pueden usarse otros metales, tal como acero para resortes, u otros materiales con propiedades similares conocidos en la técnica. Dependiendo de la configuración de ranura particular de la punta ranurada, pueden usarse materiales relativamente rígidos que no sean demasiado elásticos, tal como el acero inoxidable, superaleaciones basadas en níquel, aleaciones Co-Cr, etc., sin aplicar una fuerza excesiva que supere el límite de elasticidad y deforme permanentemente el material. Los materiales elásticos pueden ser biocompatibles o pueden estar dentro de otro material, tal como un revestimiento de polímero, para evitar el contacto con el tejido. La cánula 14 y la punta ranurada 20 pueden estar hechas del mismo material, aunque no es necesario. La cánula 14 y/o la punta ranurada 20 también pueden estar cubiertas por un material de enderezamiento, tal como un diamante sintético o un revestimiento metálico (por ejemplo, cromo), para proporcionar una mayor rigidez para la inserción en un buje de incisión y para reducir la probabilidad de rotura.

La FIG. 2 ilustra una vista de extremo de un ejemplo de una punta ranurada 20 según una forma de realización particular de la presente invención. En la forma de realización ilustrada en la FIG. 2, un hilo de tracción 22 está fijado a lo que se muestra como el lado superior de la punta ranurada 20. La punta ranurada 20 contiene dos fibras ópticas 24 y 26, una fibra de iluminación 24 que tiene un diámetro de 183 μm y una fibra de láser 26 que tiene un diámetro de 108 μm . Considerando el ancho de la punta ranurada 20, esto permite que el diámetro de la cánula 14 sea más pequeño con respecto a los sistemas de doble cánula.

Las FIG. 3A a 3H ilustran varios diseños de ranura para la punta ranurada 20 según formas de realización particulares de la presente invención (etiquetadas respectivamente como "20A", "20B", etc. y denominadas conjuntamente como "punta ranurada 20"). En la FIG. 3A, ranuras más profundas que el radio de la punta ranurada 20A se practican en el lado de la punta ranurada 20A hacia el cual va a curvarse la punta ranurada 20A. En el lado opuesto se practican ranuras poco profundas, permitiendo que ese lado también se curve. Las FIG. 3B y 3C ilustran ranuras de "cerradura" rectas y curvadas que presentan una base más ancha a medida que la ranura penetra más en las respectivas puntas ranuradas 20B y 20C. La base más ancha reduce la cantidad de fuerza requerida para desviar la punta ranurada 20B o 20C hacia su posición curva, haciendo que la endosonda 10 tenga posiblemente un uso más cómodo.

Las FIG. 3D a 3G ilustran diseños de ranura que pueden usarse para materiales de punta más rígidos para permitir que la punta ranurada 20 vuelva elásticamente a su posición recta tras desviarse hacia la posición curva. En la FIG. 3D, ranuras que son generalmente oblongas a lo largo de la longitud de la cánula 14 se disponen de manera opuesta a las ranuras traseras poco profundas, lo que tiende a reducir la fuerza requerida para desviar la punta ranurada 20D hacia la posición curva. En la FIG. 3E, un corte en espiral continuo, que permite a la punta ranurada 20E curvarse, está intercalado con ranuras traseras (en este caso, ranuras de cerradura), provocando que la punta ranurada 20E se curve en la dirección de las ranuras traseras. La FIG. 3F muestra un patrón de corte en espiral en el que la trayectoria espiral es perpendicular al eje longitudinal de la punta ranurada 20F en un lado, provocando que la punta ranurada 20F se desvíe preferiblemente hacia el lado donde la trayectoria espiral es perpendicular. La FIG. 3G muestra un patrón de corte en espiral con el corte ensanchado selectivo en un lado, provocando que la punta ranurada 20G se desvíe selectivamente hacia el lado donde el corte en espiral es más ancho.

La FIG. 3H muestra una punta ranurada 20H hecha de un hilo enrollado de material, tal como un material de bobinado hecho hilo alrededor de un husillo. En un extremo proximal y un extremo distal de la punta ranurada 20H, las bobinas de hilo enrollado se sueldan entre sí. En la región intermedia entre el extremo proximal y el extremo distal, un lado del tubo tiene ranuras intersticiales ensanchadas formadas entre las bobinas de hilo enrollado, provocando que la punta ranurada 20H se desvíe de manera selectiva hacia las ranuras ensanchadas cuando se aplica tensión a través del hilo de tracción. Crear la punta ranurada 20 a partir de un hilo enrollado de material puede ser ventajoso ya que permite usar materiales que pueden formar hilos con más facilidad que tubos. Aunque en la FIG. 3H se muestra un único hilo enrollado, también puede usarse múltiples filamentos.

Las FIG. 4A a 4K ilustran varios mecanismos para aumentar la tensión del hilo de tracción 22 según formas de realización particulares de la presente invención. En las FIG. 4A y 4B, el hilo de tracción 22 está enrollado en un piñón 40 dispuesto entre un botón de control 42 y una base 44. El piñón 40 comprende dos superficies, una superficie de menor diámetro r que rueda entre el botón de control 42 y una base 44, y una superficie de mayor diámetro R alrededor de la cual se enrolla el hilo de tracción 22. La diferencia radial entre la superficie r de menor diámetro y la superficie R de mayor diámetro da como resultado un desplazamiento diferencial Δl del hilo de tracción a medida que el piñón 40 gira y se traslada. Seleccionando diámetros apropiados para la superficie r de menor diámetro y la superficie R de mayor diámetro, puede conseguirse una cantidad relativamente pequeña de desplazamiento de hilo de tracción Δl durante una cantidad relativamente grande de traslación del botón de control, proporcionando al usuario un control preciso de la curvatura de la punta ranurada 20. En una forma de realización, la

superficie *r* de menor diámetro comprende un diente de engranaje con un diente de engranaje de acoplamiento en el botón de control 42 y la base 44. Esto puede reducir la probabilidad de deslizamiento.

Las FIG. 4C y 4D ilustran un brazo de palanca 50 con un pasador de accionamiento deslizante 52 sujetado por un pasador fijo 54 en un pivote del brazo. Un botón de control (no mostrado) puede usarse para hacer avanzar el pasador deslizante 52, permitiendo que la parte proximal del brazo de palanca 50 se eleve, haciendo girar de este modo un elemento de amarre 56 en un extremo distal del brazo de palanca 50 para aplicar tensión al hilo de tracción 22. Las FIG. 4E y 4F muestran un hilo de tracción 22 que pasa sobre un pasador deslizante 60 y un primer pasador fijo 62 y anclado a un segundo pasador fijo 64. Hacer avanzar un botón de control 66 acoplado al pasador deslizante 60 aumenta la tensión del hilo de tracción 22.

Las FIG. 4G y 4H ilustran un hilo de tracción 22 que pasa sobre un pasador deslizante 70 que se desplaza en una dirección generalmente ascendente mediante un carril de guiado 72 a medida que se hace avanzar un botón de control 74. La trayectoria del carril de guiado 72 determina cómo la tensión del hilo de tracción 22 varía a medida que se hace avanzar el botón de control, proporcionándose así un aumento en la tensión progresivo y controlado. En el caso de un elemento de guiado lineal, como el ilustrado en las FIG. 4G y 4H, la rigidez del hilo de tracción se producirá en la última parte del avance del botón de control 74. En la configuración alternativa mostrada en la FIG. 4I, el carril de guiado 72 adopta una nueva forma para proporcionar una mayor rigidez del hilo de tracción al principio del avance del botón de control 74 para permitir un aumento más equilibrado en la tensión por todo el recorrido del botón de control 74. En la FIG. 4J, el carril de guiado 72 está incluso más inclinado, de modo que la mayor parte del aumento de tensión se produce al principio del recorrido del botón de control 74. La FIG. 4K ilustra una forma de realización alternativa del carril de guiado 72 con rebajes 80 que permiten diferentes "puntos de parada" a lo largo de la trayectoria correspondientes en diferentes ángulos de la punta ranurada 20. Una balda o superficie con rebajes puede usarse también con cualquiera de las diversas formas de realización de la endosonda 10 usando un pasador deslizante o mecanismo de accionamiento similar, incluyendo cualquiera de las formas de realización mostradas en las FIG. 4A a 4K.

Aunque se han descrito determinadas formas de realización de la presente invención, estas descripciones se proporcionan con fines ilustrativos y explicativos. Variaciones, cambios, modificaciones y alteraciones de los sistemas y procedimientos descritos anteriormente que resulten evidentes a los expertos en la técnica pueden adoptarse sin apartarse del alcance de la presente invención descrita en las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Una sonda quirúrgica óptica articulada (10), que comprende:

- 5 un asidero (12) dimensionado para agarrarse con una sola mano;
una única cánula rígida (14) que se extiende desde el asidero y que tiene un diámetro de 0,9 mm (20 Ga) o menos;
una punta ranurada (20) en un extremo distal de la cánula, que se extiende desde el extremo más distal de la
única cánula rígida hasta el extremo más distal de la sonda quirúrgica óptica articulada;
10 al menos una fibra óptica (24, 26) que se extiende a través del asidero, la única cánula rígida (14) y la punta ranurada (20); y
un hilo de tracción (22) fijado a la punta ranurada, y en la que:
15 el hilo de tracción pasa sobre un primer pasador fijo (62) del asidero y se fija a un segundo pasador fijo (64) del asidero; y
el hilo de tracción pasa sobre un pasador deslizante (60, 70) situado entre el primer y el segundo pasador fijo del asidero de manera que el movimiento distal del pasador deslizante aumenta la tensión del hilo de tracción, donde el aumento de tensión hace que la punta ranurada se desvíe desde una
20 posición recta hasta una posición curva en una dirección seleccionada de manera controlable mediante la aplicación de tensión al hilo de tracción,
donde la punta ranurada está hecha de un material elástico que vuelve a la posición recta cuando se interrumpe la tensión aumentada aplicada por el hilo de tracción.

25 2. La sonda según la reivindicación 1, que comprende además un botón de control (42, 74) en el asidero (12), donde el movimiento distal del pasador deslizante (60, 70) se controla deslizando el botón de control, y donde el botón de control está acoplado al pasador deslizante.

30 3. La sonda según la reivindicación 1, que comprende además una pluralidad de rebajes (80) en contacto con el pasador deslizante (70), donde los rebajes proporcionan una pluralidad de puntos de parada para el avance del pasador deslizante.

4. La sonda según la reivindicación 1, que comprende además un carril de guiado (72) para el pasador deslizante (70) dentro del asidero (12), donde el carril de guiado dirige el avance del pasador deslizante.

35 5. La sonda según la reivindicación 4, en la que el carril de guiado (72) comprende una cualquiera de las siguientes características adicionales:

- 40 el elemento de guiado es lineal;
el carril de guiado (72) está curvado para controlar el grado de rigidez del hilo de tensión (22) por medio del pasador deslizante (70), de manera que la tensión del hilo de tracción aumenta de manera uniforme a medida que el pasador deslizante se hace avanzar a lo largo del carril de guiado; o
el carril de guiado (72) está curvado con una rampa inicial en un extremo proximal, de manera que el nivel de aumento de la tensión del hilo de tracción es máximo cuando el pasador deslizante se hace avanzar a través de la rampa inicial del carril de guiado, y el nivel de aumento de la tensión disminuye después de que el
45 pasador deslizante haya pasado por la rampa inicial del carril de guiado.

6. La sonda según la reivindicación 1, en la que el hilo de tracción (22) es una fibra óptica.

50 7. La sonda según la reivindicación 1, en la que la punta ranurada (20) comprende ranuras profundas que se extienden más allá del radio de la punta ranurada en un lado hacia el cual se desvía la punta ranurada y ranuras poco profundas que se extienden menos del radio de la punta ranurada en un lado opuesto al que se desvía la punta ranurada.

55 8. La sonda según la reivindicación 7, en la que las ranuras profundas comprenden una cualquiera de las siguientes características:

- 60 las ranuras profundas son más anchas a medida que aumenta la profundidad de las ranuras profundas;
las ranuras profundas comprenden una sección oblonga que se extiende de manera longitudinal a lo largo de la punta ranurada (20); o
las ranuras profundas están curvadas.

9. La sonda según la reivindicación 1, en la que la punta ranurada (20) comprende una cualquiera de las siguientes características:

- 65 la punta ranurada comprende ranuras en espiral;

la punta ranurada comprende además ranuras traseras intercaladas entre las ranuras en espiral en un lado hacia el cual se desvía la punta ranurada;
la punta ranurada está formada como una bobina de hilo enrollado;
la punta ranurada está hecha de nitinol; o
la punta ranurada está cubierta por un revestimiento de polímero dúctil.

5

10. La sonda según la reivindicación 9, en la que, cuando la punta ranurada (20) comprende ranuras en espiral, las ranuras en espiral siguen una trayectoria espiral perpendicular a un eje longitudinal de la punta ranurada en un lado hacia el cual se desvía la punta ranurada, o en la que las ranuras en espiral son más anchas en un lado hacia el cual se desvía la punta ranurada.

10

11. La sonda según la reivindicación 1, en la que la única cánula rígida (14) está hecha de acero inoxidable, o en la que la única cánula rígida está cubierta por un material de enderezamiento.

15

12. La sonda según la reivindicación 1, en la que al menos una fibra óptica incluye dos fibras ópticas (24, 26).

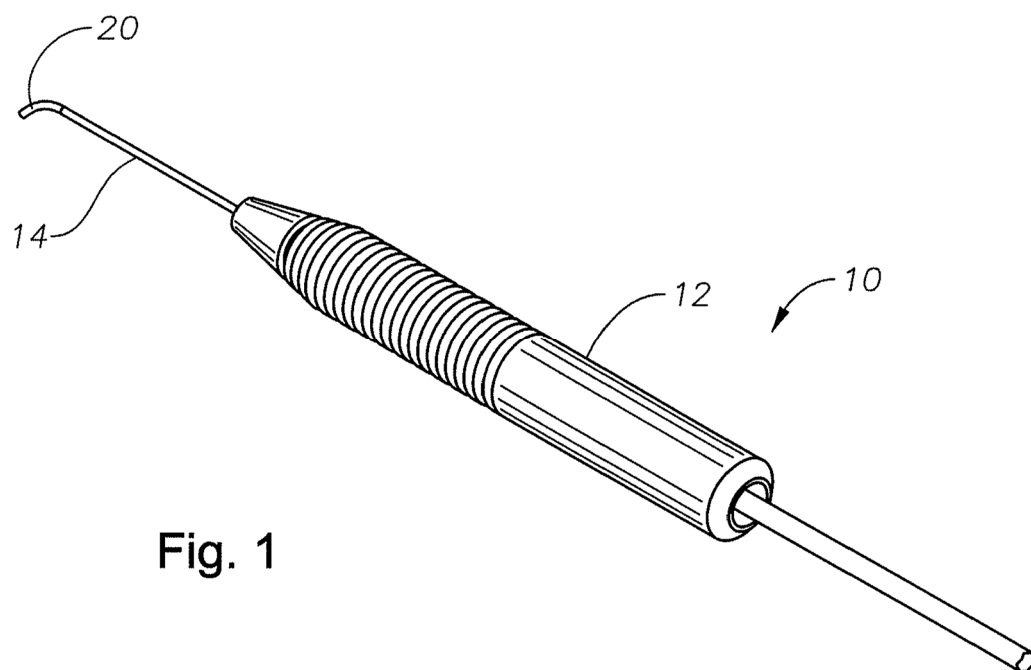


Fig. 1

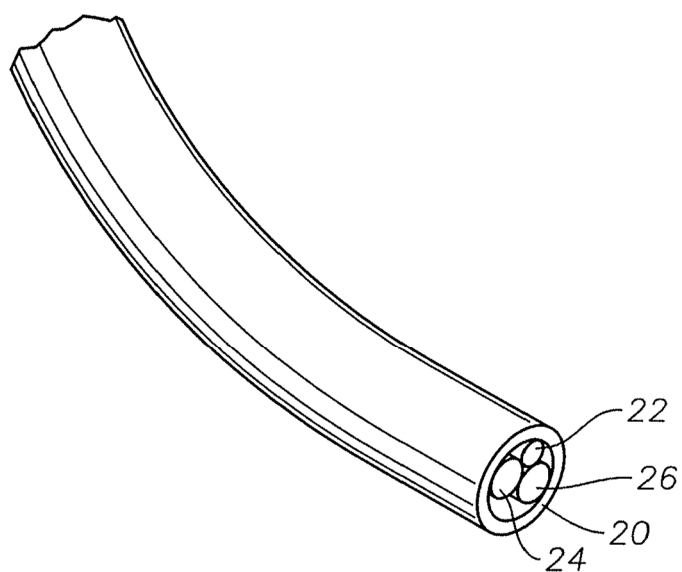


Fig. 2

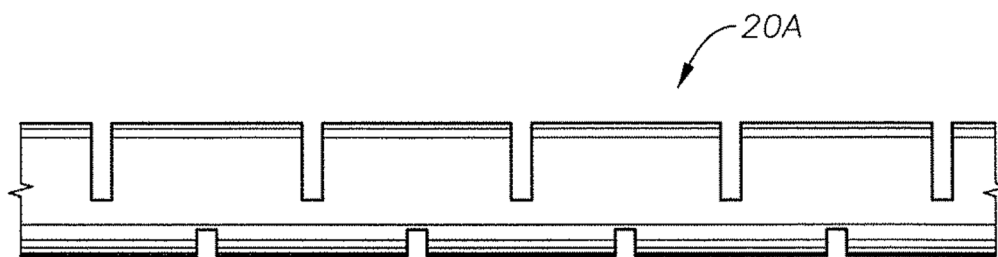


Fig. 3A

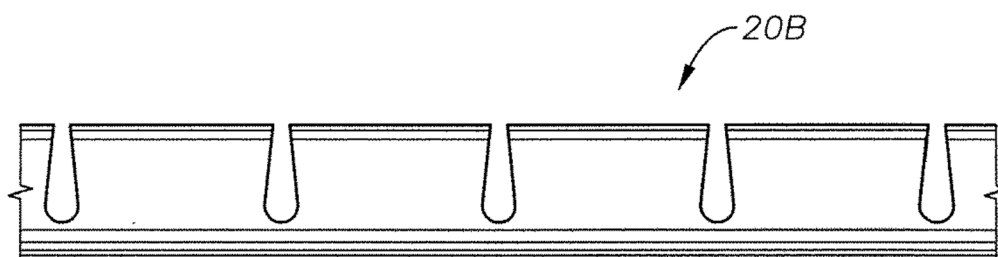


Fig. 3B

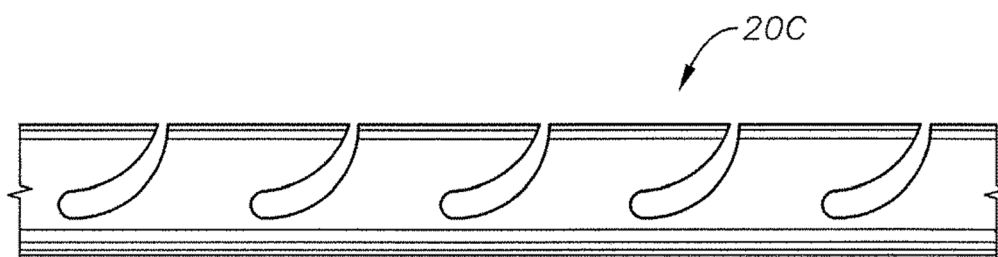


Fig. 3C

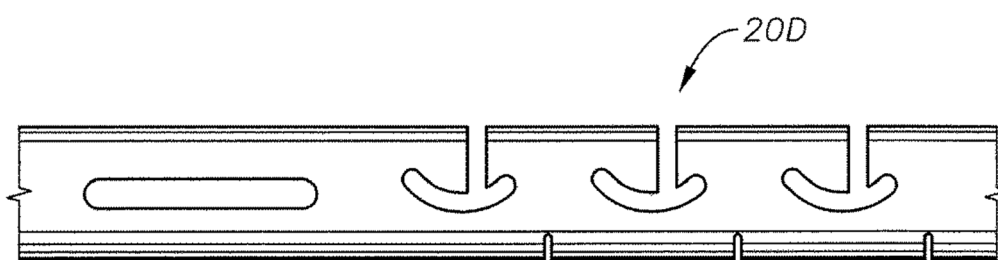


Fig. 3D

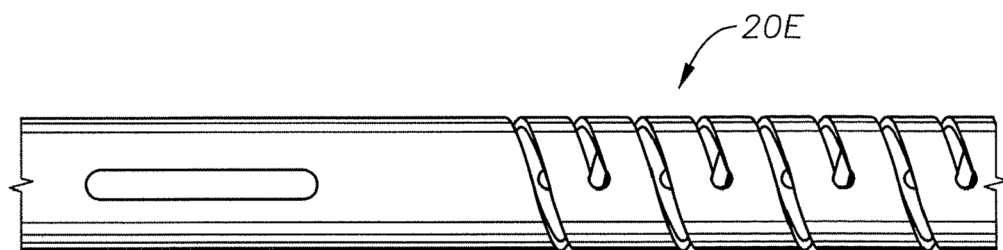


Fig. 3E

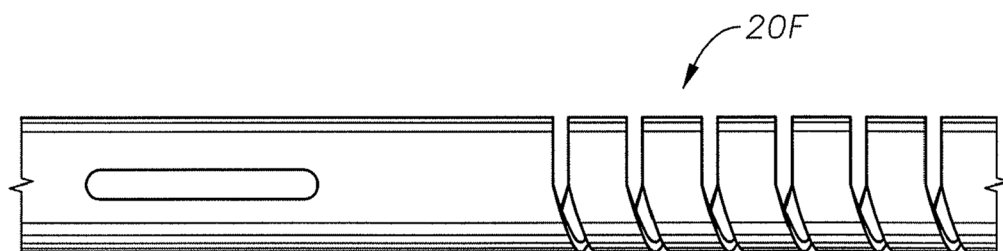


Fig. 3F

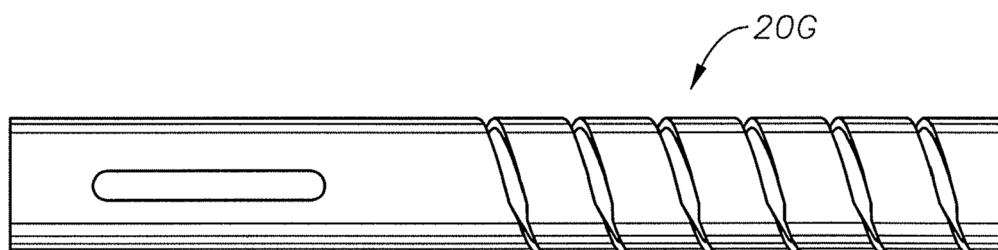


Fig. 3G

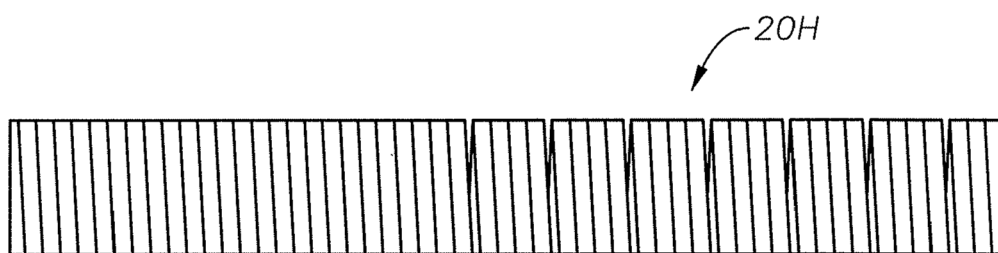


Fig. 3H

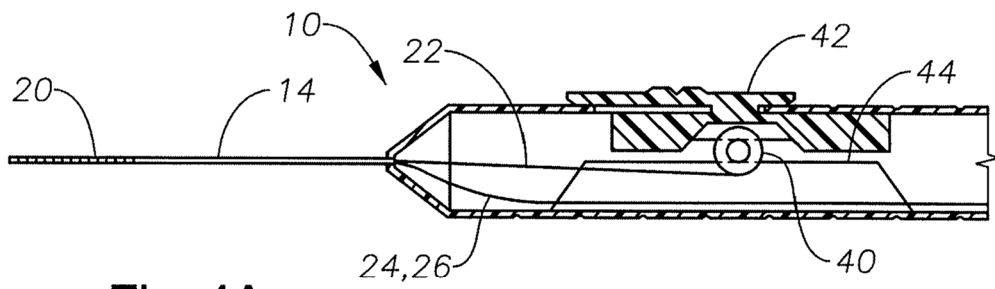


Fig. 4A

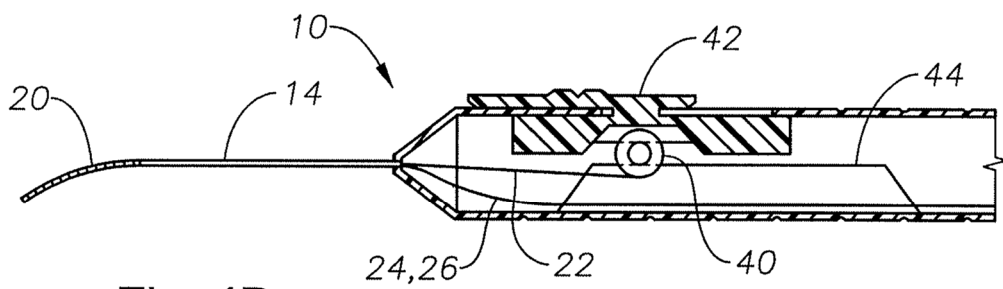


Fig. 4B

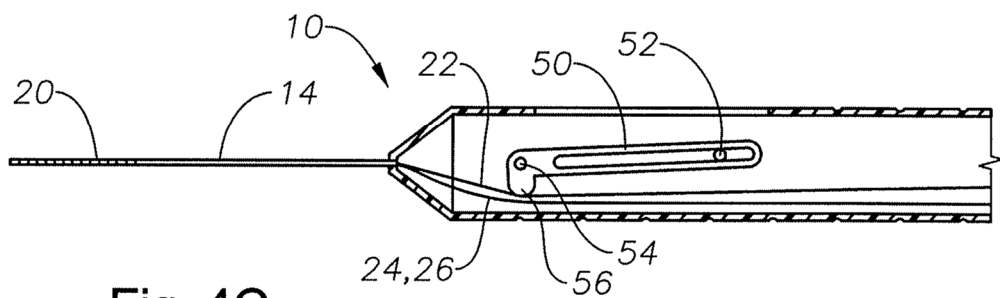


Fig. 4C

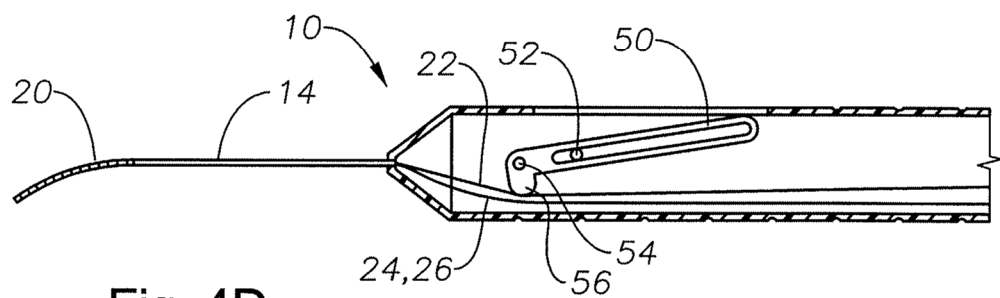


Fig. 4D

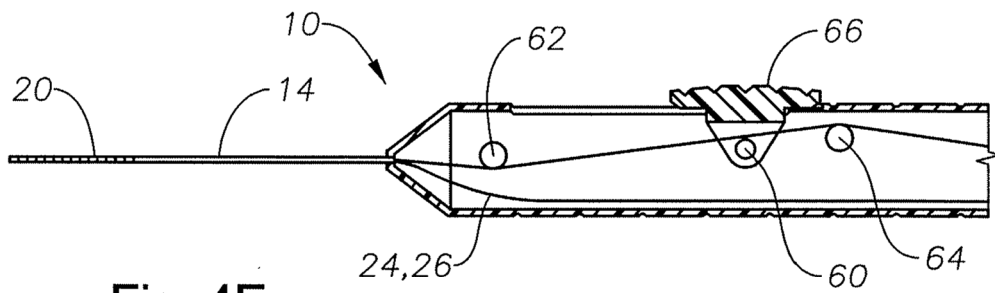


Fig. 4E

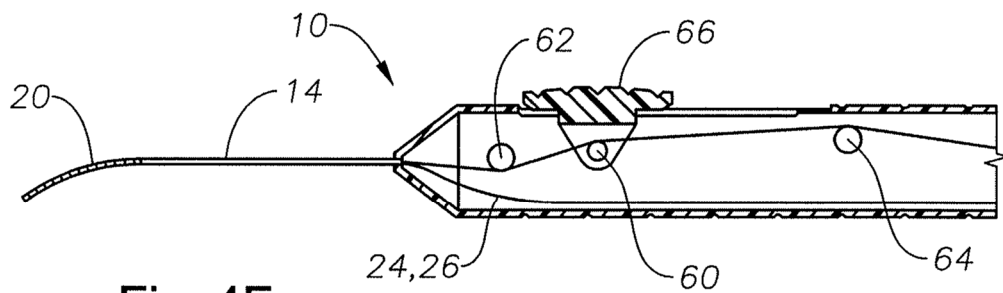


Fig. 4F

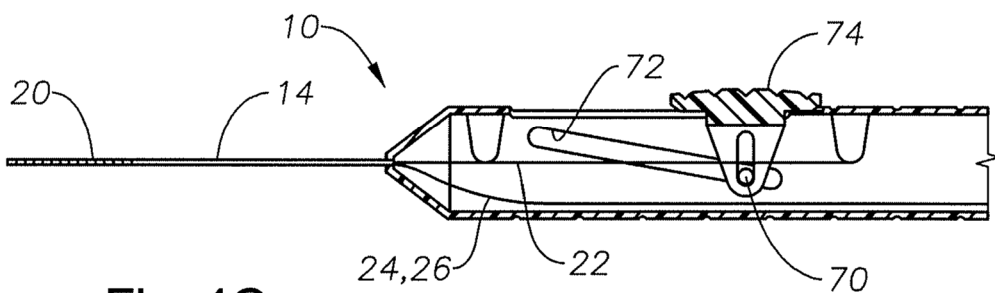


Fig. 4G

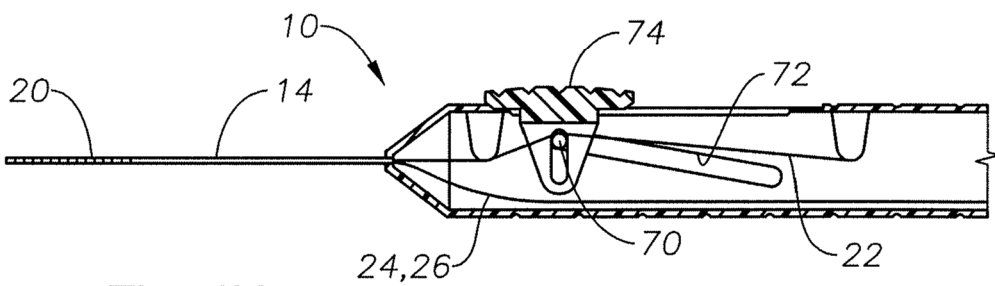


Fig. 4H

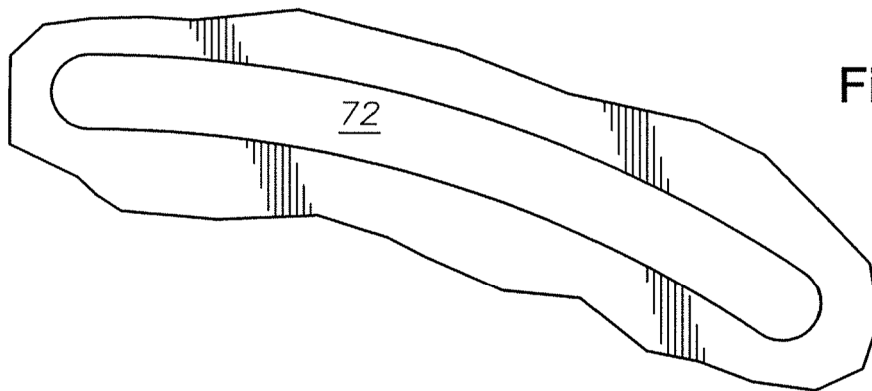


Fig. 4I

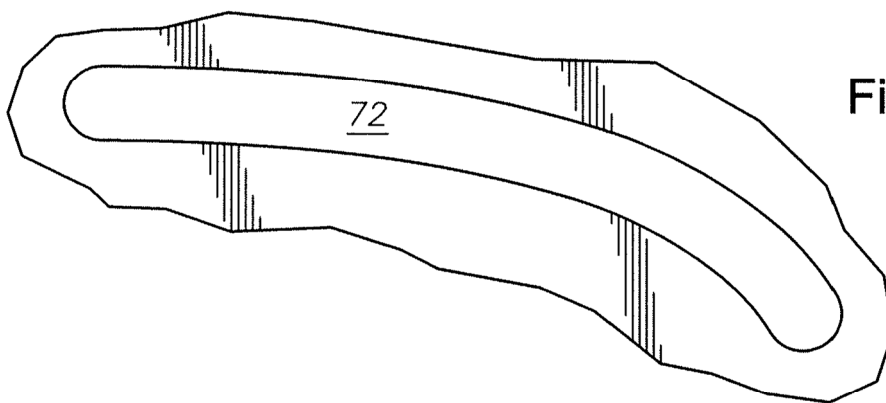


Fig. 4J

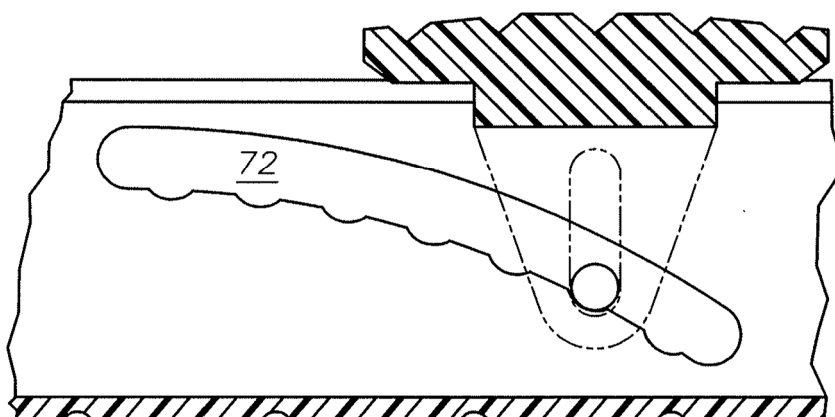


Fig. 4K