



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 346 510**

51 Int. Cl.:
A61B 18/18 (2006.01)
A61F 9/011 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **00921843 .9**
96 Fecha de presentación : **07.04.2000**
97 Número de publicación de la solicitud: **1083839**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **21.03.2001**

54 Título: **Sonda láser direccional.**

30 Prioridad: **08.04.1999 US 128265 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
18.10.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
18.10.2010

73 Titular/es: **Synergetics, Inc.**
88 Hubble Drive
St. Charles, Missouri 63304-8694, US

72 Inventor/es: **Eugene de Juan, Jr.;**
Lee, Eric, T.;
Jensen, Patrick, S.;
Cornetto, Anthony, D., III;
Shelley, Terry, H.;
Awh, Carl, C.;
Auld, Michael, D. y
Scheller, Gregg, D.

74 Agente: **Ponti Sales, Adelaida**

ES 2 346 510 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 láser direccional.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a una sonda láser microquirúrgica usada en cirugía oftálmica. La sonda tiene un mango y un manguito tubular y puede hacerse que una porción del extremo distal de una fibra óptica que se proyecta desde el manguito se flexione en relación con el manguito mediante manipulación manual de un mecanismo en el mango de la sonda.

Descripción de la técnica anterior

En la cirugía oftálmica, se dispone de varios tipos diferentes de instrumentos para uso por parte del cirujano para transmitir energía láser a un sitio quirúrgico en el interior del ojo. La sonda láser microquirúrgica típica comprende un mango con un pequeño manguito metálico cilíndrico que se proyecta desde un extremo distal del mango. Una fibra óptica, que tiene un extremo proximal con un conector para acoplamiento a una fuente de luz láser, pasa por el centro del mango y el manguito de la sonda. El extremo distal de la fibra óptica está colocado adyacente al extremo distal del manguito. En instrumentos de este tipo, el manguito puede proyectarse recto desde el mango del instrumento o puede tener una ligera flexión o curva a medida que se proyecta desde el mango del instrumento.

El suministro eficaz de luz láser en el interior del ojo hacia la porción anterior o frontal de la retina a menudo es incómodo para el cirujano que usa una sonda láser recta. Esto es debido a la colocación de la incisión o el sitio de entrada del instrumento en el ojo en relación con el área objetivo o el sitio quirúrgico de la luz láser que se transmite. Esto se ilustra en la Figura 1 donde un área A del interior del ojo es inaccesible a la punta recta de la sonda láser mostrada. El uso de sondas láser curvadas como la mostrada en la Figura 2 permite un mayor intervalo de cobertura dentro del ojo, minimizando así el riesgo de dar en el cristalino del ojo con la luz láser y superando las desventajas de la sonda láser de manguito recto discutida anteriormente. Sin embargo, las sondas láser curvadas no pueden insertarse a través de cánulas rectas y por lo tanto deben ser dirigidas a través del propio sitio de incisión ocular.

El suministro óptimo de luz láser a un sitio quirúrgico en el ojo requiere que el láser sea dirigido perpendicular al área objetivo del sitio quirúrgico. Dirigir una sonda láser recta a porciones anteriores o adelantadas de la retina hace que el ángulo de aproximación, o ángulo de incidencia de la luz láser, sea grande. En esta situación no puede lograrse el suministro óptimo de luz láser al sitio quirúrgico. Además, aplicar torsión o manipular el manguito tubular de la sonda recta en la incisión de entrada para reducir el ángulo de aproximación de la luz láser al sitio quirúrgico en estas áreas incómodas a menudo produce tensiones excesivas, y a veces dañinas alrededor de la incisión del ojo. A menudo, la única manera de que el cirujano supere esta situación es crear un segundo sitio de incisión para inserción de la sonda láser. Estos problemas pueden superarse usando una sonda láser curvada que pueda eliminar eficazmente el uso de un sitio de incisión secundario ya que una mayor área en el interior del ojo es accesible desde el único sitio de entrada, como se ilustra en la Figura 2. Las sondas láser curvadas disponibles actualmente pueden acceder a áreas más anteriores o adelantadas del interior del ojo que las que pueden lograrse con sondas láser rectas. Sin embargo, como sus curvaturas son fijas, las sondas láser curvadas no son eficaces a la hora de dirigir energía láser a áreas aún más anteriores o más adelantadas en el ojo que requerirían una flexión o curvatura más estrecha del manguito de la sonda, o áreas en el extremo alejado o posterior de la retina que requerirían una sonda láser de manguito recto debido al ángulo de aproximación.

El documento WO 96/41578 describe una sonda endoscópica para uso al efectuar readherencia retiniana. Esta incluye un elemento tubular que tiene extremos proximal y distal, al menos un elemento de fibra óptica dispuesto dentro del elemento tubular y una pluralidad de salidas de luz láser definidas a través de una pared lateral del elemento tubular. El diseño es tal que la luz láser es dirigida radialmente desde el elemento tubular. La forma de dos partes de la reivindicación adjunta 1 está basada en esta técnica anterior.

Para superar estas desventajas de las sondas láser rectas y curvadas de la técnica anterior, lo que se necesita es una sonda láser direccional ajustable que sea capaz de reducir el ángulo de aproximación o ángulo de incidencia de la luz hacia el sitio quirúrgico, proporcionando así facilidad de acceso y reducida manipulación de instrumentos en el sitio objetivo, reducida tensión del tejido en el punto de entrada, y enfoque mejorado del láser dirigiendo la energía láser más perpendicular al sitio quirúrgico objetivo.

Resumen de la invención

La sonda láser direccional de la presente invención, tal como se define por la reivindicación adjunta 1, puede ser construida con un aplicador desechable o un aplicador reutilizable y, aunque se describe como que transmite luz láser, también puede emplearse en la transmisión de luz para iluminación. La sonda láser direccional hace uso de una aleación metálica con memoria de forma, nitinol, para conducir y dirigir una fibra óptica flexible a un sitio objetivo quirúrgico. También pueden usarse materiales con memoria de forma alternativos como acero para resortes o plásticos. Si el sitio objetivo está situado en las porciones posterior o anterior del interior del ojo, la sonda láser direccional puede desviarse fácilmente a cualquier ángulo entre 0° (o una configuración recta) y 90° o más. La naturaleza flexible de la aleación de nitinol permite el ajuste variable del ángulo de flexión de la sonda para suministrar energía láser

al sitio objetivo. Además, pueden usarse cánulas en el sitio de incisión del ojo porque la sonda láser, cuando está en su configuración recta, puede insertarse a través de la cánula para colocar la punta de la sonda en el interior del ojo, y luego puede crearse una flexión en la punta de la sonda en el interior del ojo. La sonda láser direccional es especialmente útil al acceder a las porciones anteriores de la retina, o áreas que son difíciles o incómodas de acceder usando sondas rectas tradicionales.

La sonda láser direccional de la invención está compuesta básicamente de un mango que tiene un taladro interior que pasa por su centro y que tiene un hueco formado en un lado del mango que comunica con el taladro interior. Un manguito tubular se proyecta desde un extremo distal del mango y es recibido en el taladro para movimiento deslizante axial en relación con el mango. Una almohadilla para el dedo colocada en el hueco está conectada al manguito y manipular la almohadilla para el dedo axialmente a través del hueco hace que el manguito se desplace entre una posición avanzada donde se proyecta a su mayor distancia desde el extremo distal del manguito, y una posición retirada donde el manguito se proyecta a su distancia más corta desde el extremo distal del mango. Una punta de nitinol tubular pasa por el manguito y se asegura fija en relación con el mango. Una longitud de fibra óptica entra en el taladro del mango en el extremo proximal del mango y una porción del extremo distal de la fibra óptica pasa por el taladro y la punta de nitinol. El extremo proximal de la fibra está conectado a un conector de fuente de luz estándar, por ejemplo un conector tipo SMA.

La punta de nitinol que pasa por el manguito es recocida en una precurvatura de 90° de flexión en su realización preferida. Cuando la almohadilla para el dedo del instrumento es empujada hacia delante, extiende el manguito a su posición avanzada en la que la punta de nitinol y la porción del extremo distal de la fibra óptica están completamente contenidas dentro del manguito tubular. Cuando la almohadilla para el dedo se desplaza a su posición retirada, el manguito también se hace retroceder a su posición retirada haciendo que la porción flexionada de la punta de nitinol y la porción del extremo distal de la fibra óptica sean expuestas gradualmente en el extremo distal del manguito. A medida que la punta de nitinol y la fibra óptica contenida en la misma son expuestas en el extremo del manguito, se flexionan gradualmente desde la configuración recta inicial del manguito hacia la configuración precurvada de 90° de la punta de nitinol. De esta manera, la fibra óptica contenida en la punta de nitinol puede ser colocada de manera ajustable a través de cualquier ángulo entre 0° cuando la punta de nitinol y la fibra óptica están contenidas completamente en el manguito tubular en su posición avanzada, hasta una flexión de 90° cuando la punta de nitinol y la fibra óptica se proyectan desde el extremo distal del manguito con el manguito desplazado a su posición retirada.

Durante el uso de la sonda láser direccional, el conector de fibra óptica en primer lugar es conectado a una fuente de energía láser. Con la almohadilla para el dedo en su posición avanzada, la fibra óptica está contenida en el manguito que se proyecta en una línea recta desde el extremo distal del mango. Luego se inserta el manguito a través de una cánula colocada en una incisión en el ojo o se inserta directamente a través de la incisión, colocando el manguito en el interior del ojo. Luego se desplaza lentamente la almohadilla para el dedo hacia la parte posterior del mango haciendo que el manguito se desplace lentamente hacia su posición retirada en relación con el mango. Esto, a su vez, hace que la porción del extremo distal de la fibra óptica contenida en la porción precurvada de la punta de nitinol tubular se flexione gradualmente desde su configuración recta hacia su configuración de 90°. La flexión de la fibra permite la colocación óptima de la punta de fibra en áreas donde no puede llegar una fibra recta. Puede ser necesaria la rotación de todo el instrumento alrededor de su eje central para dirigir además la punta de fibra óptica. Una vez que se logra la ubicación correcta de la punta de fibra, entonces puede suministrarse energía láser al sitio de interés. La retracción de la punta de fibra dentro del manguito se realiza empujando primero hacia delante la almohadilla para el dedo, haciendo que el manguito se desplace hacia su posición avanzada y causando el enderezamiento de la porción flexionada de la fibra óptica que se proyecta desde el manguito. Con la fibra óptica contenida en el manguito, luego se retira el manguito a través del sitio de entrada quirúrgica.

Descripción de los dibujos

Más objetos y características de la presente invención se revelarán en la siguiente descripción detallada de la realización preferida de la invención y en las figuras de los dibujos, en las que:

La Figura 1 es una ilustración de una sonda láser recta convencional empleada en cirugía oftálmica;

la Figura 2 es una vista similar a la Figura 1 pero que muestra una sonda láser curvada convencional;

la Figura 3 es una vista parcial en corte de la sonda láser direccional de la invención con la fibra óptica curvada proyectándose desde el manguito de la sonda;

la Figura 4 es una vista parcial en corte del manguito del instrumento con la fibra óptica en su configuración recta;

la Figura 5 es una vista parcial en corte que muestra las conexiones del manguito y la fibra óptica en el mango del instrumento;

la Figura 6 es una vista parcial en corte que muestra el detalle de la fibra óptica en su configuración curvada; y

la Figura 7 es una vista desde un extremo del mango del instrumento que muestra la fibra óptica en su configuración curvada.

Descripción detallada de la realización preferida

En este documento se describe la sonda láser direccional de la invención transmitiendo luz láser para uso en cirugía láser del ojo. Sin embargo, la sonda es igualmente bien adecuada para uso en la transmisión de luz para iluminación. Además, la sonda puede estar diseñada como un instrumento desechable o como un instrumento reutilizable.

La sonda láser direccional está provista de un mango estrecho alargado o aplicador 10 que tiene extremos distal 12 y proximal 14 opuestos. El mango 10 está dimensionado a un tamaño similar al de un lápiz para encajar cómodamente en la mano del cirujano. El mango está fabricado preferentemente de un plástico desechable de calidad médica. Un taladro hueco 16 se extiende a través del centro del mango desde su extremo distal 12 hasta su extremo proximal 14. El taladro 16 se agranda ligeramente adyacente al extremo proximal 14 del mango. Un hueco 18 está formado en un lado del mango e intersecta con el taladro central 16. El hueco 18 se extiende axialmente a lo largo de un corte en longitud del mango formando una ranura axial.

Un tubo estrecho cilíndrico o manguito 20 de acero inoxidable es recibido en el taladro 16 en el extremo distal 12 del mango para movimiento deslizante del manguito 20 a través del taladro. El manguito 20 se proyecta desde el extremo distal del mango 12 hasta un extremo distal 22 del manguito. El extremo proximal opuesto 24 del manguito está colocado en el hueco o ranura 18 del mango.

Una almohadilla para el dedo 26 está colocada en la ranura 18 para movimiento deslizante axial de la almohadilla para el dedo a través de la ranura entre una posición avanzada de la almohadilla para el dedo 26 mostrada en la Figura 4 y una posición retirada de la almohadilla para el dedo mostrada en la Figura 3. La almohadilla para el dedo 26 está construida preferentemente de plástico de calidad médica desechable. La almohadilla para el dedo tiene un orificio dentro del cual se inserta el extremo proximal del manguito 24. Un tornillo de fijación 28 asegura la almohadilla para el dedo 26 al extremo proximal 24 del manguito. Así, desplazando la almohadilla para el dedo 26 a su posición avanzada mostrada en la Figura 4 también desplazará el manguito 20 a través del taladro del mango 16 a su posición más adelantada o posición avanzada en relación con el mango 10 donde se proyecta a su mayor distancia desde el extremo distal del mango 12. Desplazar la almohadilla para el dedo 26 a su posición retirada mostrada en la Figura 3 también desplazará el manguito 20 a su posición retirada en relación con el mango 10 donde el extremo distal del manguito 22 se proyecta su distancia más corta desde el extremo distal del mango 12. En la realización preferida de la invención, la distancia de desplazamiento de la almohadilla para el dedo 26 en la ranura 18 y del extremo distal del manguito 22 es 25 mm.

Una punta tubular estrecha 30 construida del nitinol de aleación metálica con memoria de forma se extiende a través del centro del manguito 20 y una porción del taladro del mango 16. Alternativamente, la punta tubular 30 podría estar construida de otros materiales con memoria de forma como acero para resortes o plásticos. La longitud total de la punta 30 es ligeramente mayor que la longitud del manguito 20. La punta 30 se coloca en el manguito 20 y el taladro central del mango 16 de manera que un extremo distal 32 de la punta se coloca justo dentro del extremo distal del manguito 22 cuando el manguito se desplaza a su posición más adelantada mostrada en la Figura 4. La punta de nitinol 30 pasa por la ranura 18 en el lado del mango y se extiende una corta distancia a través del taladro central 16 detrás de la ranura. Como se muestra en la Figura 5, el extremo proximal de la punta 34 se asegura de manera fija en relación con el mango 10 mediante un tornillo de fijación 36 que pasa por el lado del mango y engrana contra el exterior de la punta 30. Con el extremo distal de la punta 32 estando colocado justo dentro del extremo distal 22 del manguito cuando el manguito se desplaza a su posición avanzada, una porción del extremo distal de la punta 30 se proyecta desde el extremo distal del manguito 22 cuando la almohadilla para el dedo 26 y el manguito 20 se desplazan a sus posiciones retiradas mostradas en la Figura 3. La porción del extremo distal 38 de la punta de nitinol 30 que se proyecta desde el extremo distal del manguito 22 se muestra en la Figura 6. La porción del extremo distal 38 de la punta está precurvada como se muestra en la Figura 6 de manera que se curvará a través de un ángulo de 90° en relación con el manguito recto 20 cuando el manguito se desplaza completamente a su posición retirada como se muestra en la Figura 6. También pueden usarse otros ángulos precurvados de la punta mayores de 90° o inferiores a 90°. Para obtener la flexión de 90°, la porción del extremo distal 38 de la punta de nitinol es flexionada en la configuración mostrada en la figura 6 y luego es calentada a su temperatura de recocido (aproximadamente 550° Celsius). Así, cuando la almohadilla para el dedo 26 y el manguito 20 se desplazan a sus posiciones retiradas mostradas en las Figuras 3 y 6, la porción del extremo distal 38 de la punta que se proyecta desde el extremo distal 22 del manguito se flexiona gradualmente a través de 90° hasta su posición mostrada en la Figura 6. Empujando la almohadilla para el dedo 26 y el manguito 20 a su posición avanzada mostrada en la Figura 4, la porción del extremo distal 38 de la punta se hace retroceder al interior del manguito 20 y el manguito endereza la flexión en la porción del extremo distal de la punta a medida que se desplaza a su posición en relación con el manguito mostrado en la Figura 4.

Para ayudar al deslizamiento del manguito 20 sobre la porción del extremo distal 38 de la punta, el interior del manguito está revestido con una capa 40 de un material deslizante como Teflon®. La capa de material deslizante 40 se extiende sólo una corta distancia en el interior del manguito adyacente al extremo distal del manguito 22. El resto del interior del manguito está dimensionado ligeramente mayor que el diámetro exterior de la punta de nitinol tubular 30 proporcionando un espacio de aire entre el exterior de la punta y el interior del manguito. Tanto la capa de material deslizante como el espacio de aire reducen la resistencia al accionamiento y aumentan la facilidad de deslizamiento del manguito 20 sobre el exterior de la punta 30.

ES 2 346 510 T3

Una longitud de fibra óptica 42 se extiende entre el mango 10 y un conector 44. La longitud de fibra óptica 42 entre el mango 10 y el conector 44 está protegida por una capa de revestimiento que es convencional. El extremo proximal 46 de la fibra óptica entra en el conector 44 y se quita su revestimiento. La porción expuesta de fibra óptica se extiende completamente a través del conector 44 y su extremo proximal se coloca adyacente al extremo del casquillo 46 que se proyecta desde el conector 44 como es convencional en los instrumentos microquirúrgicos de fibra óptica. El extremo distal de la fibra óptica 42 entra en el taladro central 16 del mango en el extremo proximal del mango 14. Dentro del taladro central del mango 16 se quita el revestimiento protector de la fibra óptica y la fibra óptica entra en el extremo proximal 34 de la punta de nitinol tubular 30. La fibra óptica expuesta se extiende totalmente a través de la punta de nitinol 30 hasta el extremo distal de la punta 32. En la realización preferida, la punta de fibra óptica se extiende 0,25 mm por delante del extremo distal de la punta de nitinol tubular 32. Con la fibra óptica pasando totalmente a través de la punta de nitinol 30, una porción del extremo distal 48 de la fibra óptica dentro de la porción del extremo distal de la punta 38 también se flexiona a través del ángulo de 90°. Así, Cuando la almohadilla para el dedo 26 del instrumento es empujada hacia delante, extiende el manguito 20 a su posición avanzada en la que la punta de nitinol 30 y la porción del extremo distal 48 de la fibra óptica están completamente contenidas dentro del manguito y se mantienen en la configuración recta del manguito. Cuando la almohadilla para el dedo 26 se desplaza a su posición retirada, el manguito 20 también se hace retroceder a su posición retirada haciendo que la porción flexionada de la punta de nitinol 30 y la porción del extremo distal 48 de la fibra óptica contenida en la misma sean expuestas gradualmente en el extremo distal del manguito. A medida que la punta de nitinol y la fibra óptica son expuestas en el extremo del manguito, se flexiona gradualmente desde la configuración recta inicial del manguito hacia la configuración precurvada de 90° de la punta de nitinol. De esta manera, la fibra óptica contenida en la punta de nitinol puede ser colocada de manera ajustable a través de cualquier ángulo entre 0° cuando la punta de nitinol y la fibra óptica están contenidas completamente en el manguito tubular en su posición avanzada, hasta una flexión de 90° cuando la punta de nitinol y la fibra óptica se proyectan desde el extremo distal del manguito con el manguito desplazado a su posición retirada.

Durante el uso de la sonda láser direccional, el conector de fibra óptica 44 en primer lugar es conectado a una fuente de energía láser. Con la almohadilla para el dedo 26 en su posición avanzada, la fibra óptica está contenida en el manguito 20 que se proyecta en una línea recta desde el extremo distal del mango. Luego se inserta el manguito 20 a través de una cánula colocada en una incisión en el ojo o se inserta directamente a través de la incisión, colocando el manguito en el interior del ojo. Luego se desplaza lentamente la almohadilla para el dedo 26 hacia la parte posterior del mango haciendo que el manguito 20 se desplace lentamente hacia su posición retirada en relación con el mango. Esto, a su vez, hace que la porción del extremo distal 48 de la fibra óptica contenida en la porción precurvada 38 de la punta de nitinol se flexiona gradualmente desde su configuración recta hacia su configuración de 90°. La flexión de la fibra permite la colocación óptima de la punta de fibra en áreas donde no puede llegar una fibra recta. Puede ser necesaria la rotación de todo el instrumento alrededor de su eje central para dirigir además la punta de fibra óptica. Una vez que se logra la ubicación correcta de la punta de fibra, entonces puede suministrarse energía láser al sitio de interés. La retracción de la punta se realiza empujando primero hacia delante la almohadilla para el dedo 26 haciendo que el manguito 20 se desplace hacia su posición avanzada y causando el enderezamiento de la porción flexionada 48 de la fibra óptica que se proyecta desde el manguito. Con la fibra óptica contenida en el manguito, luego se retira el manguito a través del sitio de entrada quirúrgica.

En realizaciones alternativas de la invención el extremo distal 32 de la punta de nitinol podría estar provisto de una herramienta como un pico de extensión 52 representado por líneas discontinuas en la Figura 6. Además, como se expuso anteriormente, podrían usarse otros materiales con memoria de forma para construir la punta y la punta puede ser precurvada a diferentes ángulos. El manguito 20 también podría montarse fijo en relación con el mango 10 y la punta precurvada 30 que contiene la fibra óptica podría hacerse móvil en relación con el manguito y el mango para ajustar la flexión en la punta. Además, el manguito 20 podría estar provisto de un orificio 54 para inyección o aspiración de fluidos a través del orificio 54 y el espacio de aire creado entre la superficie exterior de la punta de nitinol y la superficie interior del manguito detrás de la capa de Teflon® 40. Además, el mecanismo de accionamiento proporcionado por la almohadilla para el dedo 26 puede reemplazarse por otros tipos de mecanismos que produjeran el mismo movimiento axial del manguito 20, por ejemplo por un mecanismo de gatillo manipulado por el dedo del cirujano o por un mecanismo de apriete que sea apretado por la mano del cirujano. Además, podría estar provista una línea de fe en el manguito adyacente a su extremo distal 22 para indicar al cirujano en qué dirección se flexionará la porción del extremo distal 38 de la punta a medida que se extiende fuera del extremo distal 22 del manguito. Esto sería útil para el cirujano al colocar con precisión el manguito en el interior del ojo antes de que se comience el movimiento de flexión de la punta de nitinol.

La sonda láser direccional descrita anteriormente está pensada para uso como instrumento desechable. Si la sonda láser ha de ser reutilizable, la única diferencia en la construcción está en la dimensión de la fibra óptica que pasa por el instrumento. El instrumento también puede usarse como fuente de luz orientable o como sonda láser direccional dependiendo de la fibra óptica particular insertada dentro del mango antes del uso. Para ajustarse a diversos tamaños de fibra de luz, la punta de nitinol tubular 30 y el manguito 20 podrían aumentarse a un mayor diámetro. Entonces se suministraría una fibra óptica para iluminación o una fibra para láser dentro del extremo proximal 14 del mango y se colocaría en la punta de nitinol tubular 30. En el extremo distal 32 de la punta de nitinol estaría provisto un enchufe para fijar firmemente el extremo distal de la fibra óptica en la punta.

Aunque la presente invención se ha descrito mediante referencia a una realización específica, debería entenderse que pueden construirse modificaciones y variaciones de la invención sin apartarse del ámbito de la invención definido en las siguientes reivindicaciones.

Referencias citadas en la descripción

Esta lista de referencias citadas por el solicitante está prevista únicamente para ayudar al lector y no forma parte del documento de patente europea. Aunque se ha puesto el máximo cuidado en su realización, no se pueden excluir errores u omisiones y la OEP declina cualquier responsabilidad al respecto.

Documentos de patente citados en la descripción

- WO 9641578 A [0005]

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento oftálmico de fibra óptica para inserción dentro del ojo que comprende:

5

un mango del instrumento (10);

10

un manguito tubular rígido (20) que se proyecta desde el mango hasta un extremo distal (22) del manguito, estando dimensionado el extremo distal del manguito (22) para la inserción del extremo distal del manguito (22) dentro de un interior de un ojo;

15

una fibra óptica (42) que se extiende a través del mango y el manguito, teniendo la fibra óptica (42) un extremo proximal (46) y un extremo distal opuesto (48), teniendo el extremo proximal de la fibra óptica (46) un conector (44) para conexión a una fuente de luz para transmitir luz a través de la fibra óptica y proyectar luz desde el extremo distal de la fibra óptica (48); y

20

caracterizado porque:

25

una punta tubular (30) contiene la fibra óptica (42) en el extremo distal (48) de la misma, estando construida la punta tubular (30) de un material con memoria de forma y teniendo una flexión preformada en la misma; por lo que la operación manual de mecanismo (26) hace selectivamente que el extremo distal (48) de la fibra óptica (42) se proyecte desde o esté contenido en el manguito (20), de manera que el extremo distal (48) de la fibra óptica (42) se endereza cuando el extremo distal (48) de la fibra óptica (42) está contenido dentro del manguito (20) y se flexiona cuando el extremo distal (48) de la fibra óptica se proyecta desde el manguito (20); y por lo que

30

dicha operación manual permite la flexión gradual en la fibra óptica durante la proyección desde el manguito (20) entre una configuración recta y una precurvada.

35

2. El instrumento oftálmico de la reivindicación 1 en el que dicha operación manual permite la flexión gradual en la fibra óptica entre recta y 90°.

3. El instrumento oftálmico de la reivindicación 1 que además comprende el manguito tubular (20) que es asegurado de manera fija al mango (10).

40

4. El instrumento oftálmico de la reivindicación 1, que además comprende el manguito (20) que se proyecta recto desde el mango (10).

45

5. El instrumento oftálmico de la reivindicación 1, que además comprende el instrumento que es una sonda láser.

50

55

60

65

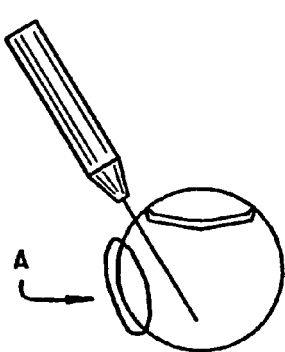


FIG. 1
TÉCNICA ANTERIOR

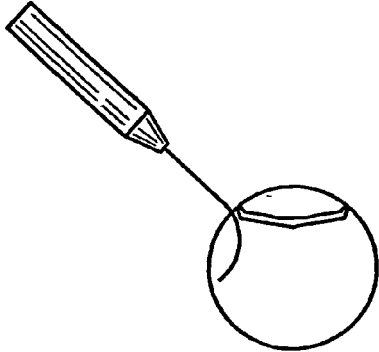


FIG. 2

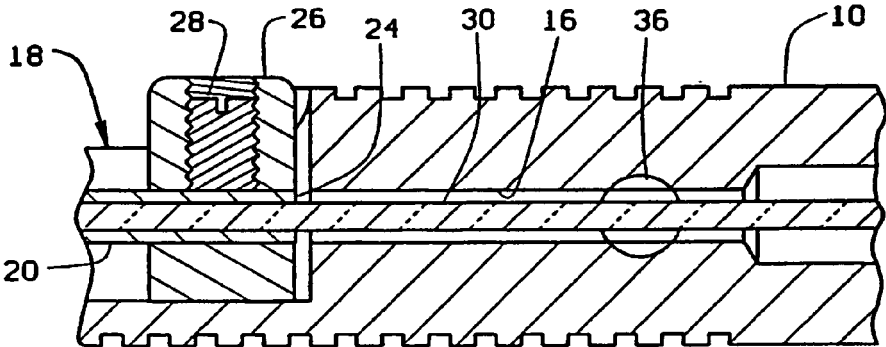


FIG. 5

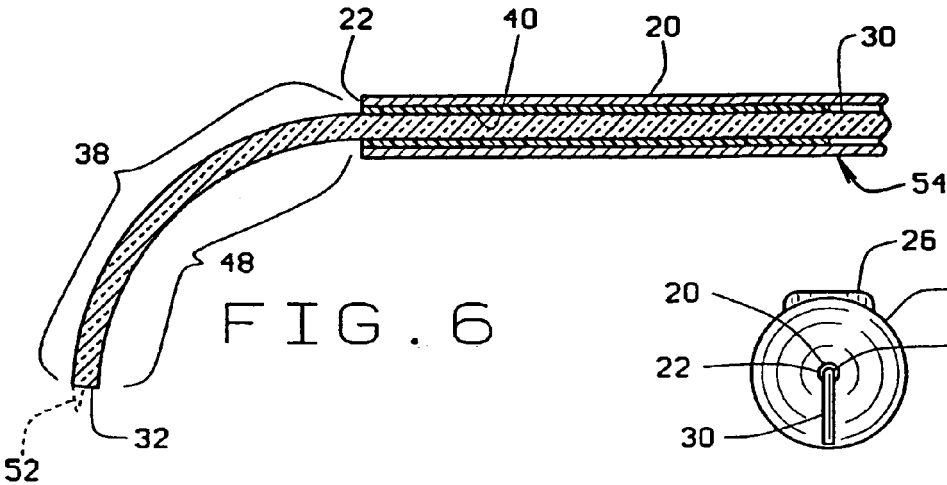


FIG. 6

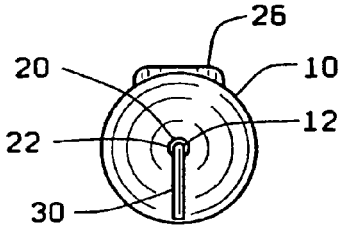


FIG. 7

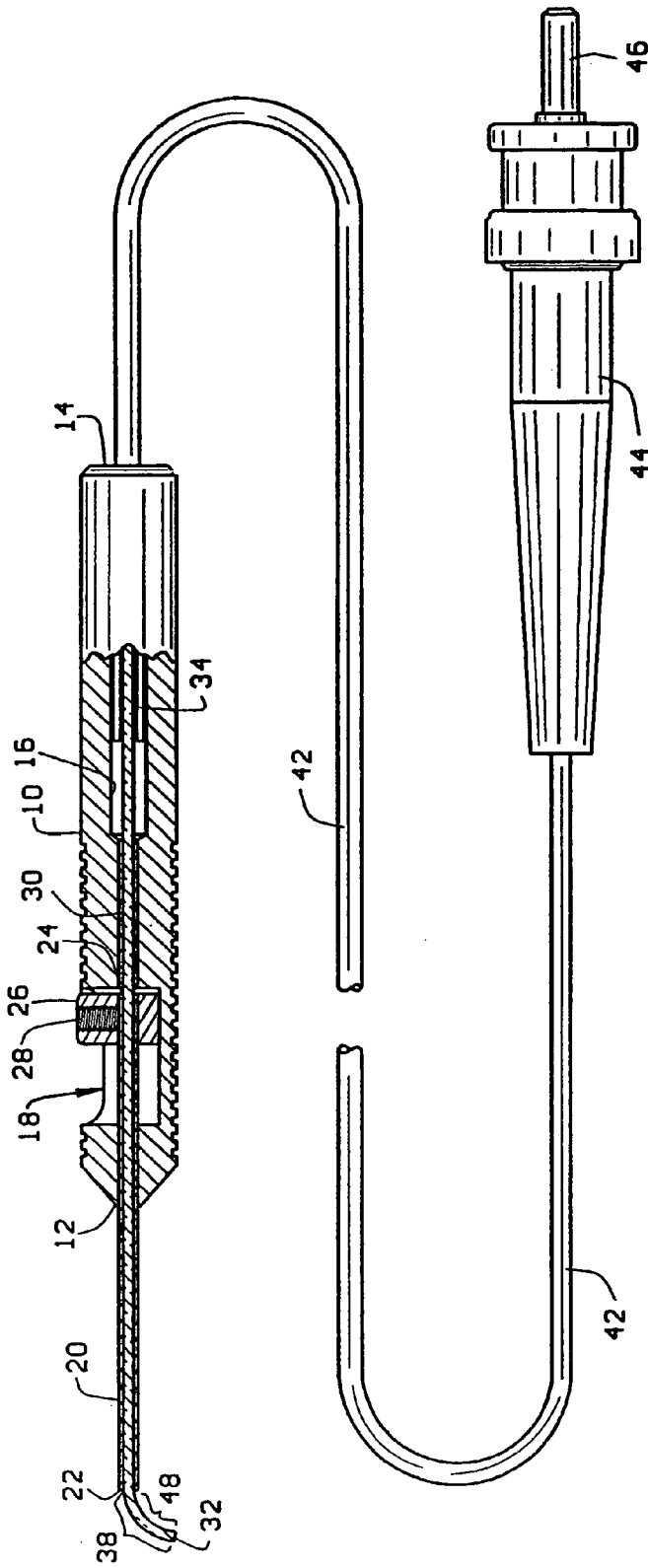


FIG. 3

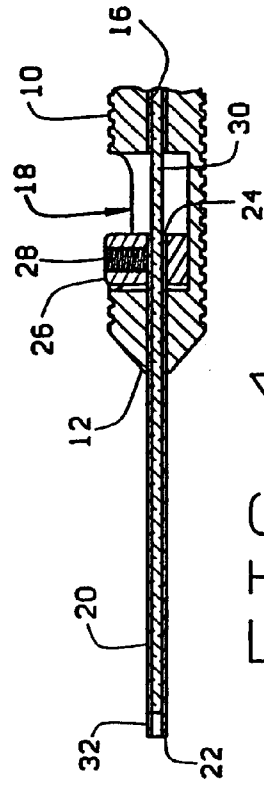


FIG. 4